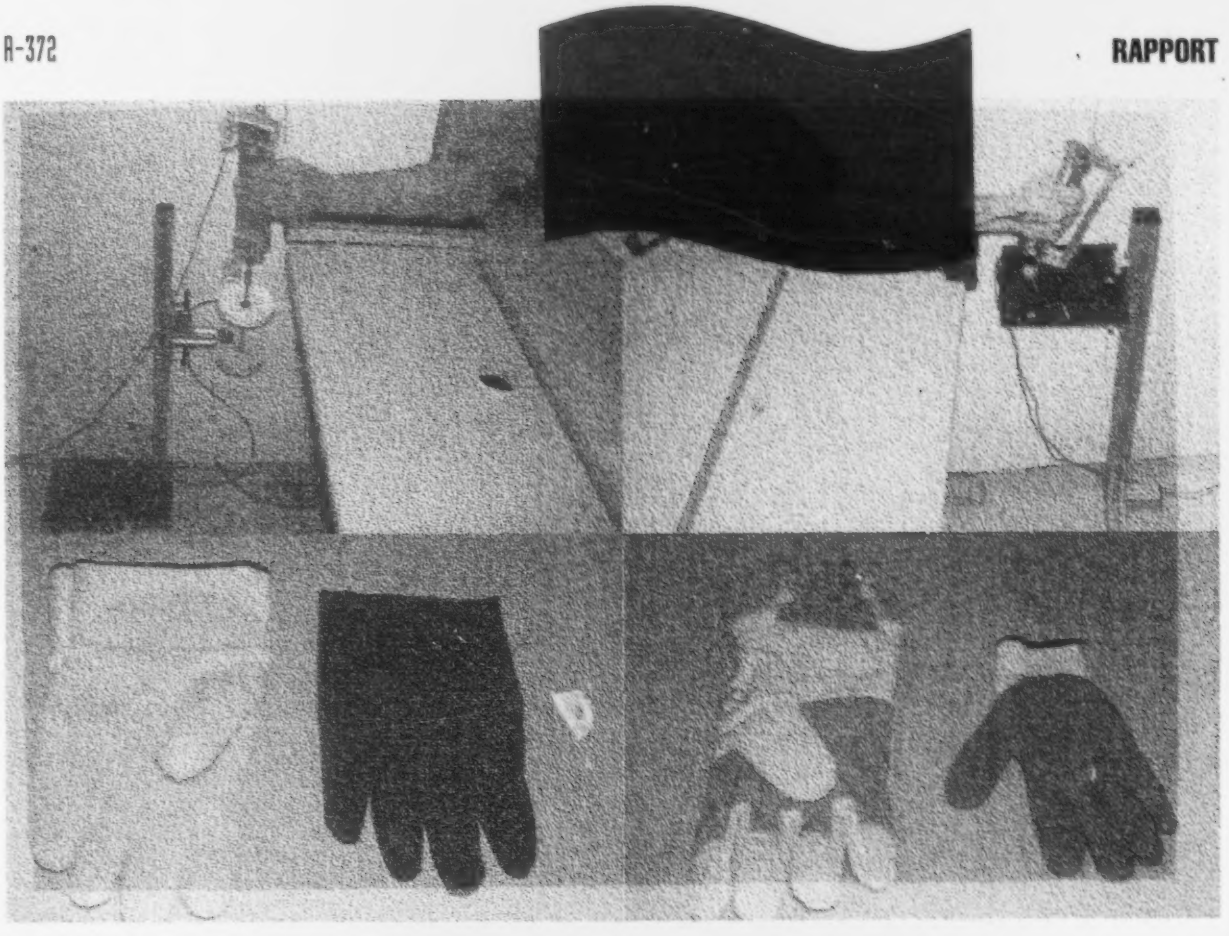
ÉTUDES ET RECHERCHES

Développement de tests biomécaniques pour l'évaluation de l'adhérence et de la souplesse des gants de protection

Christian Larivière
André Plamondon
Chantal Tellier
Jaime Lara
Jérôme Boutin

R-372

RAPPORT



irsst

Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

NOS RECHERCHES *travaillent* pour vous !

MISSION

- Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.
- Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.
- Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

POUR EN SAVOIR PLUS...

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement.
www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CSST.
Abonnement : 1-877-221-7046

Dépôt légal
Bibliothèque nationale du Québec
2004
ISBN : 2-551-22497-7
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : (514) 288-1551
Télécopieur : (514) 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, avril 2004

105-00126/

ÉTUDES ET RECHERCHES

Développement de tests biomécaniques pour l'évaluation de l'adhérence et de la souplesse des gants de protection

Christian Larivière et André Plamondon
Sécurité-ergonomie, IRSST

Chantal Tellier, Jaime Lara et Jérôme Boutin
Sécurité-ingénierie, IRSST

RAPPORT

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca

Cette publication est disponible
en version PDF
sur le site Web de l'IRSST.

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles des auteurs.

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

SOMMAIRE

Le port de gants de protection permet de diminuer le nombre et la gravité des lésions aux mains, mais ces gants sont souvent trop épais, trop rigides ou peu adhérents. L'utilisation de gants mal adaptés (grande rigidité, manque d'adhérence) implique souvent plus d'effort musculaire pour faire une même tâche, ce qui limite leur utilisation par les travailleurs. Les objectifs de l'étude sont donc (1) de développer une méthodologie basée sur des mesures dynamométriques et électromyographiques (EMG) pour évaluer la souplesse et l'adhérence des gants lors de tâches standardisées et (2) d'évaluer le degré de sensibilité de cette méthodologie au port de différents types de gants.

Deux dynamomètres et leur méthodologie respective ont d'abord été développés pour évaluer les deux caractéristiques de gants visées (adhérence, souplesse). Pour l'évaluation de l'adhérence, un dynamomètre permettant une prise digitale en pincement permettait de mesurer la force critique à laquelle le dynamomètre glissait. Le coefficient de friction statique associé au frottement entre le gant et le matériau recouvrant le dynamomètre (amovible) était alors déterminé. Pour l'évaluation de la souplesse, la mesure de force d'un dynamomètre permettant une prise globale était associée à des mesures EMG de l'activité musculaire des principaux fléchisseurs et extenseurs des doigts (n = 4 muscles). La tâche consistait à exercer une force de préhension constante (35 % de la force maximale volontaire) pendant une minute. L'analyse des signaux EMG permettait alors de quantifier le degré d'activation (ou d'utilisation) ainsi que le degré de fatigue musculaire propres aux tâches exécutées.

De manière à éprouver ces méthodologies, trente sujets ont exécuté des tâches standardisées de préhension de manière à vérifier l'efficacité des gants (1) à tenir des objets glissants (adhérence) et (2) à transmettre les forces musculaires (souplesse). La mesure du niveau d'adhérence, réalisée par le calcul d'un coefficient de friction statique, a démontré de la sensibilité face aux différentes conditions expérimentales. Cependant, l'étude des erreurs associées à cette mesure démontre qu'il faudra raffiner le protocole d'évaluation de manière à obtenir des mesures plus stables, ce qui aidera à diminuer les ressources nécessaires (et les coûts) pour obtenir des mesures robustes.

L'évaluation de la souplesse avec les mesures EMG était plus complexe. Plusieurs choix devaient être faits au niveau du type de variable EMG les plus pertinentes (activation ou fatigue musculaire) et afin de trouver les groupes musculaires des avant-bras (fléchisseurs et/ou extenseurs) qui répondent le mieux à l'évaluation de gants lors de tâches de préhension. La mesure du niveau d'activation musculaire apparaît la plus prometteuse car en plus d'être sensible aux différentes conditions expérimentales (gants), les erreurs de mesure qui lui sont associées sont convenables. Quant à la fatigue musculaire, cette variable était trop instable pour permettre une mesure EMG fidèle. Le test de fatigue peut donc être éliminé et remplacé par un test impliquant une contraction d'une courte durée (ex. : 5 s) permettant de quantifier le niveau d'activation musculaire. Une stratégie de mesure basée sur la mesure répétée (5 à 10 essais) de chaque condition expérimentale est proposée. Des recommandations sont aussi mises de l'avant pour réaliser une deuxième étape de développement visant à améliorer les qualités métriques des tests d'adhérence et de souplesse de gants.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE i

1. INTRODUCTION 1
   1.1 Importance du sujet 1
   1.2 Origine de la problématique de santé et de sécurité du travail 1
   1.3 Originalité scientifique ou technique de l'objet d'étude 2
      1.3.1 Évaluation de l'adhérence des gants 2
      1.3.2 Évaluation de la souplesse des gants 3
   1.4 But de l'activité et objectifs spécifiques 4
      1.4.1 Évaluation de l'adhérence des gants 5
      1.4.2 Évaluation de la souplesse des gants 5

2. MÉTHODOLOGIE 7
   2.1 Phase I - Développement du protocole de mesures dynamométriques 7
   2.2 Phase II - Évaluation de la sensibilité des protocoles de mesure au port de différents types de gants 9
      2.2.1 Sujets 9
      2.2.2 Tâches 10
         2.2.2.1 Contractions maximales volontaires 10
         2.2.2.2 Test d'adhérence - Mise au point d'un montage expérimental 10
         2.2.2.3 Test de souplesse 12
      2.2.3 Techniques de mesures 12
         2.2.3.1 Dynamométrie 13
         2.2.3.2 Électromyographie 13
         2.2.3.3 Goniométrie 13
      2.2.4 Procédures 14
      2.2.5 Traitement des signaux et analyses statistiques 15
         2.2.5.1 Caractérisation de l'adhérence des gants 15
         2.2.5.2 Évaluation de la souplesse des gants 16
         2.2.5.3 Analyse des erreurs 18

3. RÉSULTATS 19
   3.1 Caractérisation de l'adhérence des gants 19
      3.1.1 Sensibilité des mesures d'adhérence 19
      3.1.2 Analyse des erreurs relatives aux mesures de l'adhérence 20
   3.2 Évaluation de la souplesse des gants 21
      3.2.1 Mesures de contrôle a posteriori 22
      3.2.2 Sensibilité des variables EMG 23
      3.2.3 Analyse des erreurs relatives aux mesures EMG 25

4. DISCUSSION 27
4.1 Caractérisation de l'adhérence des gants 27
4.1.1 Coefficient de friction 27
4.1.2 Marge de sécurité 28
4.2 Évaluation de la souplesse des gants 28
4.2.1 Mesures de contrôle à posteriori 28
4.2.2 Activité musculaire 28
4.2.3 Fatigue musculaire 31

5. CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS 33

RÉFÉRENCES 35

LISTE DES FIGURES

Figure 1 Dynamomètre de type pince (forme plate) pour l'évaluation de l'adhérence des gants (A) et dynamomètre de type préhension (forme cylindrique) pour l'évaluation de la souplesse des gants (B) 8

Figure 2 Montages expérimentaux correspondant à l'évaluation de l'adhérence (A) et de la souplesse (B) des gants 11

Figure 3 Types de gants sélectionnés pour l'évaluation de l'adhérence (A) et de la souplesse (B) 12

Figure 4 Positionnement des électrodes de surface au niveau des fléchisseurs (A) et extenseurs (B) des doigts et du poignet dominant pour l'évaluation de la souplesse des gants 13

Figure 5 Position de la main en ligne avec l'avant-bras (A) et position de la main relâchée (B) de l'avant-bras dominant pour la mesure de la position de référence du poignet (mise à zéro) et du signal EMG de base (muscles au repos) 14

Figure 6 Coefficient de friction μ correspondant aux différentes conditions expérimentales, représentées par les combinaisons recoupant les matériaux (téflon, aluminium, acier) et les conditions de gants (sans gant, gant glissant, gant adhérent) 19

Figure 7 Illustration des résultats de bootstrap pour le coefficient de friction (condition expérimentale : Aluminium + gant glissant) 21

Figure 8 Activation musculaire (% EMGmax) en fonction des conditions de gants et des muscles de l'avant-bras 24

Figure 9 Fatigue musculaire telle que quantifiée par la variable FMp (Hz/s) en fonction des conditions de gants et du genre pour chacun des muscles de l'avant-bras 24

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 Caractéristiques démographiques et mesures (cm) anthropométriques de la main 9

Tableau 2 Nombre de sujets nécessaires pour calculer une moyenne du coefficient de friction μ permettant d'obtenir une erreur (coefficient de variation CV) inférieure à 20 ou 10 % 21

Tableau 3 Mesures de contrôle à posteriori lors des tests de souplesse pour les deux genres et les différentes conditions expérimentales (types de gant) 22

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A - Section 1 – Lubrification des plaquettes métalliques 39

ANNEXE A - Section 2 – Détermination des coefficients de friction 41

ANNEXE B - 1 Description des mesures anthropométriques de la main 43

ANNEXE C - 1 Résultats détaillés des variables emg par rapport au genre et aux différentes conditions de gants (test de souplesse) 45

ANNEXE D - 1 Résultats détaillés des analyses de fidélité des variables emg (test de souplesse) 49

ANNEXE E - 1 Résultats détaillés des analyses bootstrap de l'indice emg d'activation musculaire (test de souplesse) 51

LISTE DES FIGURES DES ANNEXES

Figure A- 1 Montage expérimental utilisé pour mesurer la vitesse d'égouttement des plaques de métal après les avoir trempées dans de l'huile de coupe (A) et pour permettre leur égouttement lors des essais expérimentaux avec les sujets (B) 39

Figure A- 2 Masse d'huile de coupe (g) tombée des plaquettes métalliques en fonction du temps pour l'acier et l'aluminium 40

Figure B - 1 Mesures anthropométriques de la main sélectionnée 43

LISTE DES TABLEAUX DES ANNEXES

Tableau A - 1 Coefficients de friction des gants non contaminés et contaminés avec de l'huile mesurés avec l'appareil TDM-100 41

Tableau A - 2 Coefficient de friction moyen (écart-type) correspondant aux différentes conditions expérimentales (n = 30) 41

Tableau B - 1 Description des mesures anthropométriques de la main 43

Tableau C - 1 Activation des muscles de l'avant-bras (NRMSi : % EMG RMS maximal) au début des tests de fatigue pour les deux genres et les différentes conditions expérimentales (types de gant) 45

Tableau C - 2 Pente de la relation fréquence médiane – temps (FMp en Hz/s) lors des tests de fatigue pour les deux genres et les différentes conditions expérimentales (types de gant) 46

Tableau C - 3 Pente de la relation fréquence médiane – temps normalisé (NFMp en s^{-1}) lors des tests de fatigue pour les deux genres et les différentes conditions expérimentales (types de gant) 47

Tableau C - 4 Modèles de régression retenus pour identifier les covariables qui influencent les indices EMG d'activation et de fatigue musculaire 48

Tableau D - 1 Fidélité [coefficient de corrélation intra-classe (CCIC) et erreur standard de mesure relative (ESM)] des variables EMG pour chaque muscle et chaque condition de gant 49

Tableau E - 1 Nombre de sujets nécessaires pour calculer la moyenne NRMSi permettant d'obtenir une erreur (coefficient de variation CV) inférieure à 20 ou 10 % 51

1. INTRODUCTION

1.1 Importance du sujet

Les blessures aux mains comptent pour environ 18 % de l'ensemble des lésions indemnisées par la CSST avec des déboursés de 138 millions de dollars pour les années 1998-2000. Dans des secteurs industriels dans lesquels les travailleurs doivent manipuler des pièces de métal coupantes ou pointues, ce pourcentage atteint plus de 25 % de l'ensemble des lésions. Le port de gants de protection adaptés au type de risque peut protéger les travailleurs en termes de fréquence et de gravité des lésions.

1.2 Origine de la problématique de santé et de sécurité du travail

Depuis quelques années, l'IRSST réalise des recherches pour développer des méthodes afin de caractériser la résistance des gants à la coupure et à la perforation. Les méthodes développées à l'IRSST sont reconnues tant au niveau national qu'international (Lara et al., 1995a; Lara et al., 1995b; Massé et al., 1997; Lara et Massé, 2000). À l'aide de ces méthodes, il est maintenant possible de classifier la résistance des gants à la piqûre et à la coupure. En outre, ces méthodes permettent de développer des gants plus performants. Par exemple, lors d'une étude antérieure (Tellier *et al.*, 1990), la méthode pour évaluer la résistance à la coupure a permis de développer des gants résistants à la coupure tout en permettant une bonne dextérité.

Les risques mécaniques rencontrés en milieu de travail sont d'origines diverses, impliquant souvent des piqûres et coupures de façon simultanée. Cependant, les recherches réalisées à l'IRSST (Lara, 1992; Lara et al., 1995a) démontrent que les gants de protection disponibles présentement ne sont pas à la fois résistants à la piqûre et à la coupure. Afin de mieux comprendre les mécanismes de rupture des matériaux protecteurs, l'équipe de Jaime Lara a entrepris une étude, avec la collaboration d'une équipe de chercheurs du département de Génie mécanique de l'Université de Sherbrooke[1]. Les informations obtenues dans cette étude serviront aux entreprises pour développer de nouveaux matériaux plus performants et résistants aux risques multiples, piqûres et coupures.

Bien qu'il soit important de développer des nouveaux matériaux plus performants pour fabriquer des gants, il est aussi important que les matériaux soient adaptés aux tâches à effectuer. Par exemple, il est possible de fabriquer des matériaux résistants aux coupures et/ou piqûres, mais ils seraient trop épais, ne permettant pas une bonne dextérité.

Il existe plusieurs facteurs qui rendent difficile l'utilisation des gants. Parmi ces facteurs, deux dépendent du matériau constituant le gant, soit la souplesse et l'adhérence avec les objets manipulés. Par exemple, la rigidité et l'épaisseur des matériaux impliquent plus d'efforts pour faire plier les gants épais (e.g. lors de la préhension et/ou la manipulation d'objets minces ou petits), ce qui peut représenter un risque de développer de la fatigue musculaire lors de l'exécution de certains types de tâches. Un gant fait d'un matériau mal adapté peut aussi rendre

[1] Gants de protection : étude sur la résistance de gants aux agresseurs mécaniques multiples», Projet IRSST # 099-101 en cours.

difficile la manipulation d'objets à cause d'un manque d'adhérence entre l'objet et le gant (l'objet glisse), ce qui implique encore l'application d'une force supplémentaire des muscles fléchisseurs des doigts pour retenir les pièces manipulées. Ces problèmes font en sorte que les travailleurs refusent très souvent de porter des gants de protection, ce qui entraîne un nombre élevé de lésions aux mains.

Des gants mal adaptés pourraient aussi être à l'origine de certains problèmes musculo-squelettiques, car une augmentation des efforts musculaires implique inévitablement des tensions additionnelles sur les tendons et potentiellement de la fatigue musculaire localisée. En effet, bien que l'exécution d'une tâche avec des gants ne puisse parfois impliquer qu'une petite différence en ce qui a trait aux efforts musculaires, cette différence peut devenir physiologiquement significative surtout quand les contractions musculaires sont maintenues sur de longues périodes de travail [voir la revue de la littérature de (Sjogaard et Sogaard, 1998) sur ce sujet]. En effet, il apparaît que l'obstruction partielle des vaisseaux sanguins puisse mener à la fatigue et à la dégénérescence des fibres musculaires recrutées de manière statique à faible intensité et sur de longues périodes ("Cinderella fibers" : Sjogaard et Sogaard, 1998).

1.3 Originalité scientifique ou technique de l'objet d'étude

Il existe des méthodes permettant d'évaluer l'adhérence et la souplesse des matériaux textiles. Par exemple, la méthode Kawabata utilise des propriétés thermiques et mécaniques des matériaux destinées à l'évaluation objective du confort ainsi que la sensation au toucher des tissus (Kawabata, 1980). Cependant, ces méthodes ne considèrent pas la complexité des effets produits par l'interface main-gant. De plus, bien que ces procédés permettent de différencier des matériaux textiles en ce qui concerne leur adhérence ou souplesse, les conséquences sur le système musculo-squelettique ne sont pas connues. Des gants qui peuvent se différencier d'un point de vue purement mécanique peuvent être tout à fait équivalents d'un point de vue biomécanique ou fonctionnel. Nous entendons ici par « fonctionnelle » une évaluation impliquant des tâches avec sujets humains.

1.3.1 Évaluation de l'adhérence des gants.

Quelques études ont fait une évaluation fonctionnelle de l'adhérence des gants pour la manipulation d'objets glissants (O'Meara & Smith, 2002; Buhman *et al.*, 2000; Riley *et al.*, 1985; Kinoshita, 1999). Dans les études de Riley *et al.* (1985) et O'Meara et Smith (2002), les sujets tenaient une poignée de forme cylindrique qui était enduite d'huile et un dispositif mécanique produisait une force croissante de tirée sur la poignée jusqu'à ce que celle-ci glisse de la main. Le coefficient de friction statique peut alors être calculé en divisant la force de tirée par la force maximale de préhension juste avant le glissement (O'Meara & Smith, 2002).

Une stratégie inverse peut être utilisée pour déterminer le coefficient de friction statique, soit en utilisant tout simplement la force gravitationnelle (Shih *et al.*, 2001; Kinoshita, 1999). En fait, au lieu d'utiliser un dispositif mécanique pour tirer sur le dynamomètre, le sujet n'a qu'à relâcher le dynamomètre doucement jusqu'à ce qu'il glisse de la main. Le coefficient de friction est alors calculé en divisant le poids du système (dynamomètre + poids ajouté s'il y a lieu) par la force normale appliquée sur le dynamomètre juste avant le glissement. Or, l'identification de cet événement peut être difficile dans certains cas car la vitesse de relâchement du dynamomètre

n'est pas standardisée. Kinoshita (1999) précise que la force correspondant au glissement du dynamomètre était déterminée en repérant, sur la courbe de force, l'instant ou une chute marquée de la force était visible. Cependant, il est possible que le glissement se produise sans qu'une telle chute de force soit visible, notamment si l'objet a une surface assez grande pour qu'il soit retenu avec une force juste sous le niveau de la force critique. Idéalement, une mesure adéquate du mouvement du dynamomètre devrait être faite afin de mieux identifier cet événement. Finalement, dans ces deux études, une prise digitale en pincement impliquant le pouce et l'index était considérée (Shih *et al.*, 2001; Kinoshita, 1999). Les résultats peuvent donc ne pas correspondre à une prise digitale comprenant tous les doigts de la main. Ce type de prise s'applique aux tâches de travail nécessitant moins de précision (ex. : manipulations de feuilles de métal) et est d'un plus grand intérêt pour les applications visées dans la présente étude.

1.3.2 Évaluation de la souplesse des gants

La majorité des études qui considèrent les aspects biomécaniques ont évalué l'effet du port de gants sur le déploiement de la force maximale de préhension (voir Mital *et al.* (1994) pour une revue sur le sujet). Selon ce que rapporte Mital *et al.* (1994), ces études démontrent que le port d'un gant diminue de 7 à 30 % la force maximale de préhension (forces en compression). Une étude récente confirme cette plage de valeurs (5-23 %) pour différents types de gants (Rock *et al.*, 2001). Cependant, ce type d'évaluation requiert la production de plusieurs contractions maximales, ce qui nécessite l'emploi de sujets sains (sans douleurs) et motivés. De plus, on doit limiter le nombre de contractions musculaires dans une même session de mesure afin de ne pas produire de fatigue musculaire, ce qui pourrait biaiser les résultats. Finalement, une telle procédure d'évaluation des gants ne permet pas de contrôler les différences interindividuelles en ce qui a trait à la force maximale, ce qui fait que pour comparer les résultats de deux études, il faille s'assurer que les individus soient parfaitement comparables au niveau de leur force musculaire.

Pour contourner ces difficultés, des méthodes d'évaluation basées sur des mesures d'électromyographie (EMG) de surface permettent de mesurer l'activité musculaire correspondant à une contraction sous-maximale dont l'intensité est mesurée par un dynamomètre. La méthode consiste à exécuter des contractions sous-maximales à une intensité relative correspondant à une proportion de la force maximale, ce qui permet de limiter le nombre de contractions maximales et de contrôler les différences interindividuelles au niveau de la force maximale. Comme le port de gants diminue la force maximale de préhension, il devrait en résulter une plus grande activité musculaire pour produire une même force externe (mesurée par dynamométrie). L'EMG est utile pour mesurer l'activation musculaire (proportionnel à l'effort) mais aussi pour détecter la présence de fatigue localisée (De Luca, 1984). En fait, l'EMG peut détecter la présence de fatigue musculaire lors de contractions sous-maximales (en intensité) de durée limitée, ce qui évite au sujet de produire la tâche jusqu'à épuisement complet afin de quantifier l'endurance musculaire (temps de maintien de la force sous-maximale). Cette mesure est donc plus pratique dans un contexte d'évaluation avec des sujets non entraînés à produire de telles performances.

À notre connaissance, Fleming *et al.* (1997) sont les seuls à avoir employé ce type de procédure d'évaluation EMG pour mesurer l'activité du muscle fléchisseur commun des doigts. Les indices EMG de fatigue musculaire utilisés ne se sont pas révélés sensibles à l'effet du port de gants. Cependant, étant donné que les tâches de fatigue étaient exécutées jusqu'à épuisement complet, les différentes conditions expérimentales (avec et sans gant) devaient être faites sur des jours différents pour permettre une récupération musculaire complète. La force musculaire maximale peut avoir augmenté d'une journée à l'autre à cause d'un effet d'apprentissage de la tâche et à des changements neurologiques qui opèrent rapidement au début d'un programme d'entraînement (Moritani et DeVries, 1979), ce qui représente un biais important car la charge relative était déterminée en fonction de la force maximale obtenue à la première session d'évaluation. Un autre élément qui peut expliquer l'insensibilité des indices EMG de fatigue musculaire est l'intensité de la contraction qui était à 60 % de la force maximale. À ce niveau de contraction, l'occlusion des vaisseaux sanguins est complète et l'effet de gant peut paraître insignifiant, l'apport d'oxygène et de nutriments par voies sanguines étant déterminant pour le développement de la fatigue musculaire. Une tâche à une intensité sous le seuil d'occlusion complet des vaisseaux sanguins permettra possiblement de mieux faire apparaître l'effet du port d'un gant. En effet, le port d'un gant trop rigide impliquant une plus grande force musculaire occasionnerait une occlusion plus importante des vaisseaux sanguins, ce qui impliquerait des changements plus importants au niveau des indices EMG de fatigue musculaire. Finalement, Fleming *et al.* (1997) n'ont pas quantifié l'augmentation de l'activité musculaire qui résulterait d'un port de gants trop rigides, ce qui semble une composante importante à évaluer.

1.4 But de l'activité et objectifs spécifiques

Cette activité visait donc à développer un protocole d'évaluation pour quantifier les effets de la souplesse et de l'adhérence des gants sur la fatigue et l'activité musculaire. Le protocole d'évaluation impliquait la combinaison de mesures EMG et dynamométriques et fut testé sur des sujets humains de manière à évaluer son degré de sensibilité au port de différents gants.

L'étude était constituée de deux phases permettant de poursuivre deux objectifs généraux :

- La première phase consistait à développer un protocole de mesures dynamométriques et d'EMG de surface permettant de quantifier les effets de la souplesse et de l'adhérence des gants sur la fatigue et l'activité musculaire des muscles fléchisseurs et extenseurs des doigts et du poignet lors de tâches de préhension. Les tâches devaient permettre d'évaluer deux caractéristiques des gants soient leur souplesse et leur adhérence.
- La deuxième phase servait à vérifier la sensibilité du protocole de mesure développé à la première phase au port de différents types de gants. Cette étape impliquait des sujets humains.

Des hypothèses de recherche spécifiques sont formulées pour la deuxième phase du projet en fonction des deux caractéristiques de gants à évaluer (souplesse et adhérence). Cependant, la compréhension de ces hypothèses nécessite la lecture de la section 2.

1.4.1 Évaluation de l'adhérence des gants

Hypothèse # 1 : Le coefficient de friction statique nécessaire pour empêcher un objet lubrifié de commencer à glisser d'une main est différent avec le port d'un gant par rapport à cette même tâche faite sans gant. En effet, étant donné que les gants choisis présenteront des surfaces lisses ou rugueuses, le port de gants fera que l'objet glissera plus facilement (plus grande force normale mesurée et donc coefficient de friction plus faible) ou plus difficilement (plus petite force normale mesurée et donc coefficient de friction plus élevé) que sans gant, respectivement.

1.4.2 Évaluation de la souplesse des gants

Hypothèse # 2 : ***L'activité musculaire*** *est plus élevée lors d'une tâche de préhension avec le port d'un gant par rapport à cette même tâche faite sans gant.* En effet, la rigidité du gant nécessitera un plus grand effort musculaire pour produire la même force externe (mesurée par le dynamomètre).

Hypothèse # 3 : ***La fatigue musculaire*** *est plus élevée lors d'une tâche de préhension avec le port d'un gant par rapport à cette même tâche faite sans gant.* En effet, étant donné les effets prédits par l'hypothèse # 2 (augmentation effort musculaire), la fatigue musculaire se produira plus rapidement.

2. MÉTHODOLOGIE

Voici les détails méthodologiques spécifiques à chaque phase de l'activité.

2.1 Phase I - Développement du protocole de mesures dynamométriques

On retrouvait dans cette première phase deux étapes principales qui consistaient à (1) développer deux dynamomètres pour évaluer les caractéristiques de gants à évaluer (adhérence et souplesse) et (2) faire la mise au point d'une procédure pour lubrifier de manière uniforme sur les plaquettes métalliques recouvrant le dynamomètre.

Dynamomètre # 1 (évaluation de l'adhérence des gants)

Ce dynamomètre est de forme plate de manière à permettre une prise digitale en pincement (Figure 1A). Il est constitué de deux plaques d'aluminium d'une épaisseur de 9,6 mm et espacées de 1,6 mm. Ces deux plaques sont séparées par deux cellules de charge (Transducer Technique, modèle MLP-25-C0) d'une capacité maximale de 111 N (25 lb) permettant de mesurer les forces en compression. Les forces normales mesurées par ces capteurs sont tout simplement additionnées pour donner une rétroaction visuelle et pour les analyses ultérieures. La précision de chacune des cellules de charge est d'environ 0,1% de sa capacité maximale ce qui permet d'estimer une erreur de mesure de ± 0,22 N (imprécisions combinées) pour ce dynamomètre. L'épaisseur totale du système à la hauteur de la prise est de 2,08 cm, ce qui permet une prise digitale en pincement confortable. Deux pinces situées sur chaque surface permettent d'accommoder différents types de matériaux (plaquettes minces, voir annexe A) de manière à changer le coefficient de friction de l'interface gant-dynamomètre.

Dynamomètre # 2 (évaluation de la souplesse des gants)

Le deuxième dynamomètre est similaire au premier à l'exception de sa forme qui est cylindrique de manière à simuler une prise manuelle globale (Figure 1B). Les cellules de charge (Transducer Technique, modèle MLP-100-C0) sont aussi d'une capacité supérieure, soit de 445 N (100 lb), pour permettre le déploiement de la force maximale de préhension avec une erreur de mesure d'environ ± 0,88 N. La circonférence totale de cette poignée est de 14 cm, ce qui correspond approximativement à la circonférence utilisée pour l'évaluation normative de gants soumis à des vibrations (norme ISO/CEN 10819).

De manière à standardiser la position de la main et du poignet lors des efforts, le dynamomètre est fixé sur un pied de sorte que la poignée soit à un angle de 20°, ce qui correspond aux normes d'ergonomie pour la fabrication d'outils manuels munis d'une poignée (Lindqvist, 1997). Pour diminuer la variabilité au niveau de l'activation des muscles d'intérêt pour cette étude, une procédure de standardisation additionnelle a été employée. En effet, contrairement à certains protocoles de mesure de ce type où le dynamomètre de préhension est ancré à une structure fixe, le dynamomètre était tout simplement debout sur une base circulaire d'un diamètre limité à 9 cm. Ce choix permet de minimiser les efforts musculaires autres que la préhension de la poignée, soit les efforts linéaires (avant-arrière, gauche-droite, haut-bas) et angulaires (flexion-extension ou inclinaison latérale du poignet, pronation-supination de l'avant-bras) qui impliquent une

sollicitation des muscles de l'avant-bras. En fait, le système ne permet pas de limiter directement ces efforts, mais plutôt de constater si le dynamomètre changeait de position lors de l'effort. Évidemment, la consigne était de réaliser les efforts sans que la plaque circulaire quitte ou glisse sur la surface de la table, ce qui était vérifié visuellement par l'expérimentateur lors de la collecte de données.

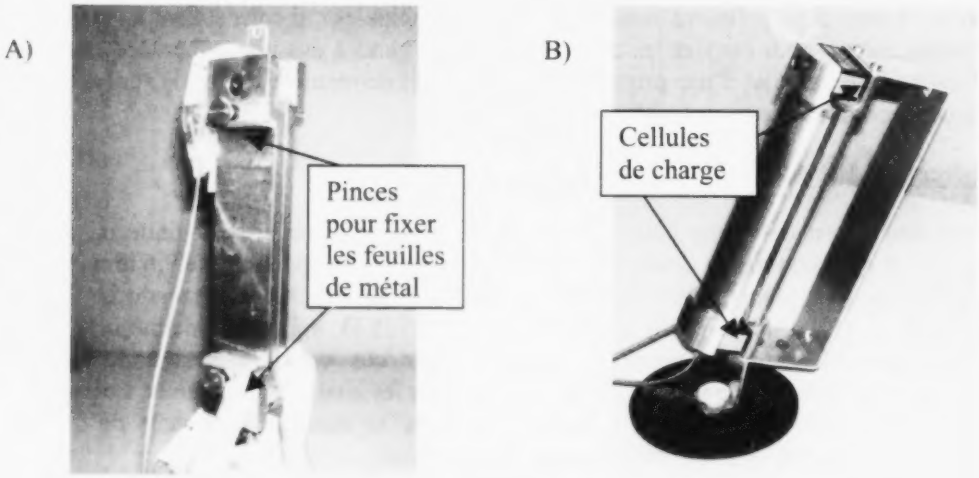


Figure 1 Dynamomètre de type pince (forme plate) pour l'évaluation de l'adhérence des gants (A) et dynamomètre de type préhension (forme cylindrique) pour l'évaluation de la souplesse des gants (B)

Dans les deux cas (A et B), les cellules de charge sont situées entre les deux plaques d'aluminium aux deux extrémités. En A, sur chacune des deux plaques du dynamomètre, deux pinces permettent de laisser glisser et de fixer, à l'aide de visses, de minces feuilles de métal (ou autres matériaux) de manière à permettre l'évaluation de l'adhérence de différents matériaux. En B, le dynamomètre est supporté en position debout (25° d'inclinaison vers l'avant pour permettre une prise confortable) par un pied composé d'une plaque circulaire (base) et une pièce de métal en U dont les points d'ancrage sont sur une seule des deux plaques d'aluminium.

Lubrification des plaquettes métalliques

Une méthodologie a été développée de manière à appliquer l'huile sur les métaux de façon uniforme et pour s'assurer que la même quantité d'huile soit présente lors de chaque test d'adhérence. La procédure sélectionnée consistait tout simplement à tremper la feuille de métal dans un contenant rempli d'huile et à la suspendre à la verticale pour qu'elle s'égoutte. Cette méthode a été préférée à la vaporisation ou l'application avec pinceau car elle assure une distribution uniforme. Après une certaine période d'écoulement, la pièce pouvait alors être manipulée avec des pinces de manière à ne pas toucher la surface centrale où les doigts furent apposés. Deux types de plaquettes furent ainsi lubrifiées : aluminium et acier. La plaque

d'aluminium fut toujours lubrifiée par une huile de coupe A9 pour aluminium à base de pétrole de la compagnie Relton Corporation et la plaque d'acier par une huile pour acier de marque Irmco Fluids (146-292). Le choix des huiles a été déterminé par la pratique en milieu de travail. L'annexe A présente le protocole expérimental ainsi que les résultats qui y sont associés.

2.2 Phase II - Évaluation de la sensibilité des protocoles de mesure au port de différents types de gants

2.2.1 Sujets

Trente sujets (15 hommes et 15 femmes) âgés entre 20 et 55 ans ont participé à l'étude. Les données démographiques des sujets sont présentées dans le tableau 1. Les principaux critères d'exclusion ont été : présence d'une maladie systémique ou dégénérative (arthrite, rhumatisme, sida, cancer, sclérose en plaque ou autres), problèmes musculo-squelettiques (chirurgie, douleurs, inflammations) ou malformation congénitale relative aux membres supérieurs, troubles neurologiques, et une réponse positive au questionnaire d'aptitude à l'activité physique (QAAP). Un dernier critère d'exclusion concernait la grandeur de la main car le dynamomètre de préhension de forme cylindrique d'une circonférence de 14 cm (diamètre : 4,4 cm) n'était pas bien adapté aux personnes ayant de petites mains. Les personnes ayant une circonférence de la paume (Circ) inférieure à 15,2 cm ou une longueur de la main (LoM) inférieure à 16 cm étaient exclues (voir tableau 1 et annexe B). Ces valeurs sont issues d'un protocole standardisé (norme BSI Standards 001785) impliquant un dynamomètre de même type (diamètre: 4,0 cm) et permettant de quantifier la capacité de différents gants à atténuer les vibrations (norme ISO/CEN 10819).

Tableau 1 Caractéristiques démographiques et mesures (cm) anthropométriques de la main

	Femmes (n = 15)		Hommes (n = 15)		Test-t
	Moyenne	(ET)	Moyenne	(ET)	Valeur P
Âge (an)	38	(11)	35	(9)	0,431
Taille (m)	1,65	(0,06)	1,77	(0,09)	0,000
Masse (kg)	67	(12)	76	(10)	0,000
Largeur paume (LaPa)[a]	6,5	(0,3)	7,4	(0,4)	0,000
Longueur doigts (LoD)	7,6	(0,6)	8,1	(0,5)	0,013
Longueur main (LoM)	18,5	(0,8)	20,7	(1,3)	0,000
Largeur main (LaM)	8,0	(0,4)	8,9	(0,5)	0,000
Largeur phalanges (LaPh)	5,4	(0,3)	6,1	(0,5)	0,000
Circonférence main (Circ)	19,3	(0,9)	22,2	(1,2)	0,000

[a] Les mesures anthropométriques de la main (en cm) et leurs acronymes sont décrits à l'annexe B

2.2.2 Tâches

Pour toutes les tâches effectuées dans le protocole de mesure (contractions maximales volontaires, tests d'adhérence, tests de souplesse), les avant-bras de la main dominante (lors des tests de souplesse) et de la main non-dominante (lors des tests d'adhérence) étaient appuyés sur une table, en position de demi-pronation-supination, le coude fléchi à 120° et l'épaule en légère abduction (Figure 2). Le sujet était assis sur une chaise et les tables étaient ajustées en hauteur (à l'aide d'un dispositif à manivelle) de manière à retrouver cette posture au niveau des membres supérieurs.

2.2.2.1 Contractions maximales volontaires

Des contractions maximales volontaires ont été réalisées pour établir la force maximale volontaire (FMV) de préhension (dynamomètre # 2) ainsi que l'amplitude maximale du signal EMG des muscles impliqués. Les valeurs EMG maximales servent de valeurs de référence pour normaliser le signal EMG lors des contractions de fatigue (test de souplesse). Trois contractions étaient donc faites avec le dynamomètre de préhension suivi de deux autres contractions pour solliciter plus spécifiquement les muscles extenseurs du poignet et ainsi obtenir des valeurs EMG maximales plus appropriées. Ces deux dernières contractions étaient faites avec l'avant-bras en pronation (contre la surface de la table) et consistaient à exercer un effort isométrique en extension du poignet contre une résistance manuelle produite par l'expérimentateur. Chaque contraction maximale consistait à développer progressivement la force jusqu'à l'atteinte du maximum vers la 3^{e} seconde, puis à soutenir cette force pendant une seconde, et à relâcher. La valeur maximale de force recueillie lors des trois contractions de préhension sert de FMV pour établir la charge relative lors du test de souplesse. Deux minutes de repos étaient accordées entre chaque contraction.

2.2.2.2 Test d'adhérence - Mise au point d'un montage expérimental

Le montage expérimental correspondant à ce test est présenté à la figure 2A. Pour ce test, les sujets devaient tenir le dynamomètre de forme plate approximativement en son centre avec une prise digitale en pincement impliquant tous les doigts de la main. Un plateau était suspendu sous le dynamomètre de manière (1) à actionner un interrupteur lorsque le dynamomètre glissait vers le bas, (2) permettre l'ajout d'une charge additionnelle (sur le plateau inférieur, figure 2A) et (3) recueillir l'huile excédentaire (plateau blanc, figure 2A). Dans la présente étude, aucune charge additionnelle ne fut ajoutée sur ce plateau. Le sujet devait, en premier lieu, exercer une force de pincement de manière à tenir le dynamomètre et, en deuxième lieu, à décroître cette force (relâcher le dynamomètre) jusqu'à ce que le dynamomètre glisse vers le bas. Ce dernier devait suivre une cible mobile sur un moniteur qui standardisait la vitesse de décroissance de cette force à 0,5 kg/sec. Le sujet devait placer un curseur dans cette cible (carré) dont les bornes supérieures et inférieures étaient à ± 10 % FMV de la force visée. Un interrupteur positionné juste au-dessus du plateau de bois permettait de détecter le moment précis où le dynamomètre glissait vers le bas (dynamomètre qui décolle de l'interrupteur). Un timbre sonore informait l'expérimentateur de la fin de l'essai. De manière à contrôler la posture du poignet (pourrait abaisser le dynamomètre et déclencher l'interrupteur), le sujet devait positionner sa main de manière à ne laisser dépasser que les doigts du rebord de la table. Ceci permettait de bien tenir le dynamomètre sans qu'il

touche à la table. Finalement, le dynamomètre était attaché au plafond afin que le sujet puisse le laisser tomber sans inquiétude de le briser.

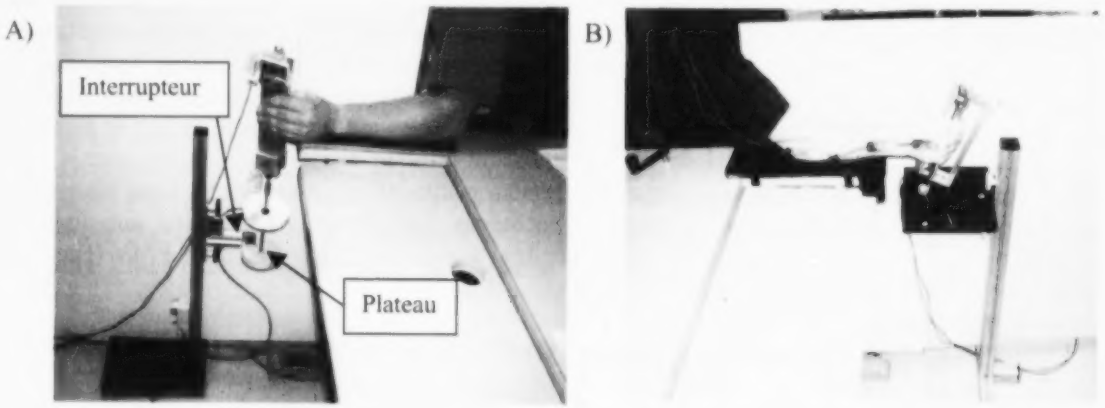


Figure 2 Montages expérimentaux correspondant à l'évaluation de l'adhérence (A) et de la souplesse (B) des gants

Le test d'adhérence s'est effectué à main nue et avec deux types de gants (trois conditions) sur trois types de matériaux : 1. aluminium lubrifié d'huile de coupe A9; 2. acier lubrifié d'huile 146-292; 3. téflon non lubrifié. Les types d'aluminium et d'acier ainsi que les huiles de coupe correspondant à chacun de ces métaux ont été décrits à la section 2.1. L'idée de considérer une condition avec du téflon est de vérifier si les mêmes résultats (différentiation entre les gants) peuvent être obtenus avec un montage expérimental beaucoup plus simple (sans impliquer l'application d'huile). En effet, le téflon est le composé sec le plus glissant (Briggs et al.,1989) et peut possiblement bien simuler des métaux enduits d'huile.

Deux types de gants ont été comparés soient le gant en caoutchouc naturel modèle « Vitri-Flex » de la compagnie Ansell-Canada inc. (modèle adhérent) et le gant en nitrile (modèle glissant) « Answer », Blue, modèle 2735 de la compagnie Best inc. (Figure 3A). Les qualificatifs « glissant » et « adhérent » sont basés sur leur degré de rugosité lorsqu'ils ne sont pas contaminés par l'huile. Un premier test d'adhérence (n'impliquant pas de sujets) présenté à l'annexe A a démontré qu'il n'existait pas de différence notable dans les coefficients de friction dynamique des deux gants sur surface sèche en acier. Cependant, on observait une diminution significative des coefficients des matériaux contaminés avec de l'huile, la diminution étant plus importante pour le gant glissant (nitrile). Dans le test d'adhérence avec sujets, neuf essais ont été réalisés (voir section « Procédures ») afin de tenir compte des combinaisons entre le port de gants (1. sans gant; 2. avec gant glissant; 3. avec gant adhérent) et les plaquettes (1. aluminium lubrifié; 2. acier lubrifié; 3. téflon). Une période de repos d'au moins une minute était obligatoire entre chaque essai.

2.2.2.3 Test de souplesse

Le montage expérimental correspondant à ce test est présenté à la figure 2B. Pour ce test, l'avant-bras a été positionné de manière à aligner le poignet avec le rebord de la table. Chaque tâche de fatigue consistait à soutenir pendant une minute une contraction musculaire isométrique à 35 % de la FMV, avec le dynamomètre # 2. Le niveau d'activation et la fatigue musculaires correspondant à cette tâche furent quantifiés avec l'EMG. Une rétroaction visuelle de la force de préhension appliquée sur le dynamomètre a été produite sur un moniteur placé devant le sujet de manière à ce que la force soit maintenue constante tout au long de l'effort. Comme pour le test d'adhérence, la force a dû être maintenue à l'intérieur d'une cible. Le niveau de force choisi fut de 35 % FMV afin qu'il y ait seulement une occlusion partielle de la circulation sanguine, le seuil d'occlusion complet des muscles de l'avant-bras variant entre 45 % et 75 % FMV (Barnes, 1980; Heyward, 1980; Serfass *et al.*, 1979).

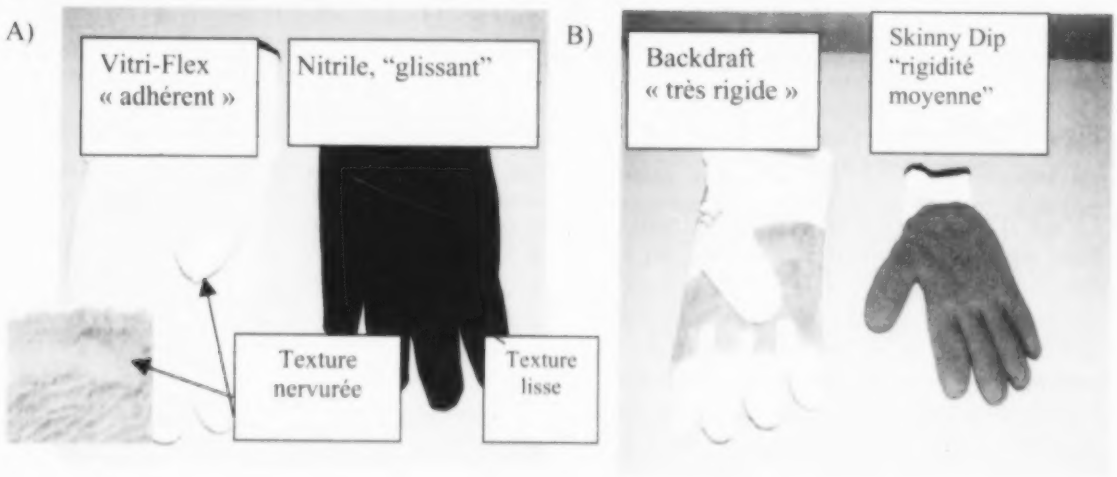


Figure 3 Types de gants sélectionnés pour l'évaluation de l'adhérence (A) et de la souplesse (B)

Les sujets ont effectué trois contractions de fatigue : 1. sans gant (tâche contrôle); 2. avec gant de rigidité moyenne (Skinny Dip, Best inc; voir figure 3B.); 3. avec gant de rigidité élevée (Backdraft, Wells-Lamont) séparées par une période de repos de 15 minutes. L'ordre de présentation des trois tâches de fatigue fut alterné d'un sujet à l'autre de manière à contrôler (contrôle à posteriori) l'effet résiduel (fatigue) qui pourrait persister d'une contraction à l'autre.

2.2.3 Techniques de mesures

Les signaux de tous les appareils de mesure identifiés dans cette section (dynamomètres, électrogoniomètre, EMG, interrupteur) et lors de toutes les tâches (contractions maximales volontaires, tests d'adhérence et de souplesse) étaient tous enregistrés à une fréquence de 1024 Hz (imposé par la cueillette du signal EMG) par une carte d'acquisition analogue-numérique 12-bit (National Instrument, DAQ-E) sur disque dur pour analyses ultérieures.

2.2.3.1 Dynamométrie

Les deux dynamomètres utilisés sont décrits à la section 2.1.2

2.2.3.2 Électromyographie

Des électrodes de surface ont été positionnées sur les principaux muscles impliqués dans les tâches de préhension soient (1) le fléchisseur commun superficiel des doigts/poignet ou FCD (flexor digitorum superficialis), (2) le grand palmaire ou GP (flexor carpi radialis), (3) le premier radial ou PR (extensor carpi radialis longus) et (4) l'extenseur commun des doigts ou ECD (extensor digitorum) selon la procédure de (Basmajian et Blusmenstein, 1983) (Figure 4). Les signaux EMG étaient filtrés (filtre passe-bande 20-450 Hz) et préamplifiés (gain : 1000) à la source.

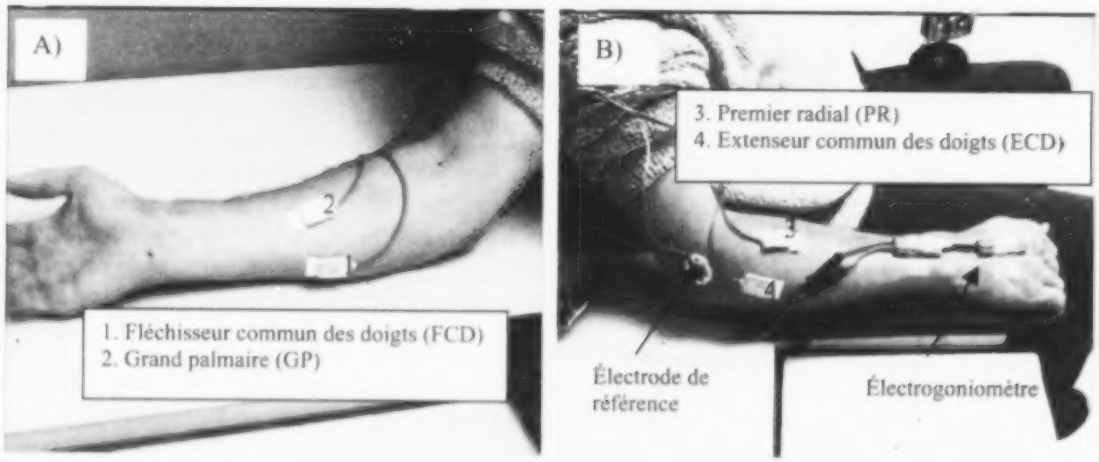


Figure 4 Positionnement des électrodes de surface au niveau des fléchisseurs (A) et extenseurs (B) des doigts et du poignet dominant pour l'évaluation de la souplesse des gants

Il est aussi possible de remarquer en B le positionnement de l'électrode de référence (épicondyle du coude) et le positionnement du goniomètre électronique permettant de mesurer la posture du poignet lors des efforts.

2.2.3.3 Goniométrie

Pour vérifier, à posteriori, la posture du poignet entre les sujets et au cours des efforts musculaires prolongés (test de souplesse des gants), les angles de flexion/extension et de déviation radiale/cubitale du poignet de la main dominante ont été enregistrés à l'aide d'un électrogoniomètre bi-axial (modèle AG-65, Biometrics). La procédure pour fixer l'électrogoniomètre a été conforme à celle décrite par Hansson *et al.* (1996). La position neutre a été définie par l'adoption d'une position en demi-pronation-supination, en appui sur une table. De manière à standardiser la position neutre du poignet (position confortable) entre les sujets, le sujet devait placer la main dans une position en ligne avec l'avant-bras (Figure 5A) et relâcher la

main de façon passive en laissant les doigts et le poignet adopter une position qui leur est naturelle (Figure 5B). Les données goniométriques ont été enregistrées dans cette position pendant 30 secondes et la moyenne du signal a été soustraite des signaux correspondant aux tâches expérimentales de manière à enlever la variabilité due à la morphologie des sujets.

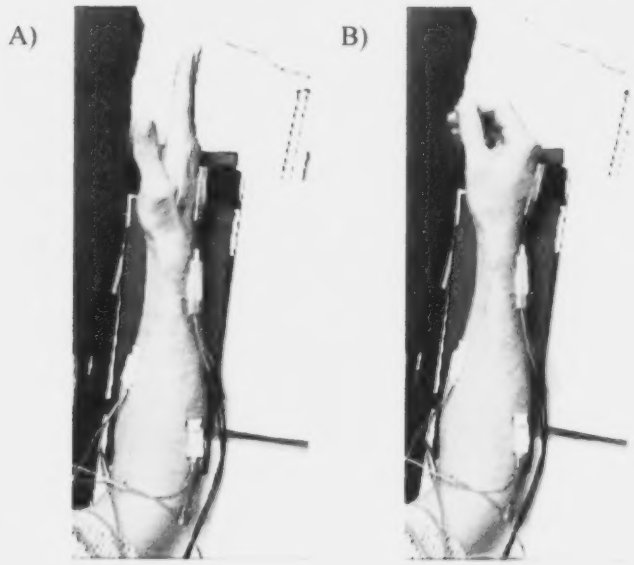


Figure 5 Position de la main en ligne avec l'avant-bras (A) et position de la main relâchée (B) de l'avant-bras dominant pour la mesure de la position de référence du poignet (mise à zéro) et du signal EMG de base (muscles au repos)

L'EMG de base était aussi enregistré lors de cette tâche où les muscles sont au repos de manière à quantifier la quantité d'EMG qui est générée par le bruit provenant du champ magnétique. De manière à s'assurer que les muscles étaient au repos, une rétroaction visuelle des signaux EMG était donnée au sujet afin qu'il garde le repos musculaire tout au long de la période de 30 s.

2.2.4 Procédures

Chaque session de collecte de données comportait les étapes suivantes :

1. Formulaire de consentement;
2. Questionnaire de l'aptitude à l'activité physique (QAAP) pour identifier et exclure les personnes susceptibles de rencontrer des difficultés physiques;
3. Prise de mesures anthropométriques dont la masse, la taille et quelques mesures de la main (annexe B);
4. Positionnement des électrodes de surface et de l'électrogoniomètre;
5. Exécution de la position de référence pour l'électrogoniomètre (Figure 5B);
6. Exécution des cinq contractions maximales volontaires (espacés de repos de une min.);
7. Test de souplesse (tâche de fatigue) # 1 (une des conditions de gants);

8. Trois tests d'adhérence (pour un des matériaux);
9. Test de souplesse (tâche de fatigue) # 2 (une des conditions de gants);
10. Trois tests d'adhérence (pour un des matériaux);
11. Test de souplesse (tâche de fatigue) # 3 (une des conditions de gants);
12. Trois tests d'adhérence (pour un des matériaux).

Afin de diminuer la longueur de la collecte de données tout en respectant des périodes de repos adéquates entre les différentes tâches, les tests de souplesse étaient tous exécutés avec la main dominante alors que les tests d'adhérence étaient exécutés avec la main non dominante. Le fait d'alterner les tests de souplesse (étapes 8, 10 et 12) et d'adhérence (étapes 9, 11 et 13) permettait donc d'allouer un repos suffisant entre les tests de souplesse (tâche de fatigue) qui nécessitaient un repos minimal de 15 minutes. Ce temps, qui s'est avéré être de 20 minutes en moyenne, était donc utilisé pour exécuter les trois tests d'adhérence correspondant à un des trois matériaux évalués (considérant aussi le repos de 2 minutes entre les tests d'adhérence). Finalement, afin de ne pas contaminer les mains (huile, sueur) d'un test à l'autre, le sujet devait se laver les mains entre chacune des contractions maximales volontaires ainsi que lors des essais sans gants pour le dynamomètre # 1. Enfin, lors de la réalisation des conditions sans gant avec le dynamomètre # 2.

La présentation des conditions expérimentales était faite dans un ordre aléatoire. Pour les tests de souplesse, les trois conditions de gants (sans gant, gant de rigidité moyenne, gant de rigidité élevée) étaient présentées aléatoirement. Pour les tests d'adhérence, les trois conditions de matériaux (téflon, aluminium, acier) étaient présentées aléatoirement, mais les trois conditions de gants pour chaque matériau (sans gant, gant glissant, gant adhérent) étaient toutes réalisées (dans un ordre aléatoire) avant de changer de matériau.

Afin d'évaluer la fidélité intra-sujets des variables biomécaniques proposées ci-haut pour caractériser l'adhérence et la souplesse des gants, 10 sujets (5 hommes et 5 femmes) ont refait les tests entre 19 et 79 jours après leur première évaluation. Pour chaque sujet, les conditions expérimentales ont été présentées dans le même ordre aléatoire pour les deux sessions d'évaluation afin de contrôler les effets résiduels possibles d'une condition à l'autre.

2.2.5 *Traitement des signaux et analyses statistiques*

2.2.5.1 Caractérisation de l'adhérence des gants

La valeur de force F correspondant au signal de l'interrupteur (dynamomètre glisse vers le bas) a été utilisée pour calculer le coefficient de friction statique (μ_s) à l'aide de l'équation suivante :

$$\mu_s = \frac{m \times g}{F}$$

où m et g représentent la masse (kg) totale du système (dynamomètre + 2 feuilles matériaux + plateau) et l'accélération gravitationnelle (9,81 m/s^2) respectivement. La masse du système variait entre 0,85 et 0,90 kg dans les trois cas présentés dans cette étude. La masse de l'huile était négligée.

Dans le but de vérifier les résultats d'un article portant sur l'adhérence des gants (Buhman *et al.*, 2000), la force F correspondant au signal de l'interrupteur a été soustraite de la force (valeur

maximale prise au début de chaque essai) avec laquelle les sujets tenaient le dynamomètre au début de l'essai. Cela correspond à la « marge de sécurité » utilisée par les sujets pour tenir un objet trop glissant.

Analyses statistiques

Une analyse ANOVA à trois voies (2 Genres × 3 Matériaux × 3 Gants) avec mesures répétées sur deux facteurs (Matériaux et Gants) a été utilisée pour d'abord vérifier si le genre (féminin, masculin) influence les résultats, pour ensuite différencier les types de matériaux (aluminium, acier, téflon) et de gants (sans gant, gant glissant, gant adhérent) utilisés et finalement pour vérifier les interactions possibles entre les facteurs (Genre, Matériaux, Gants). Lorsque nécessaire, des tests à posteriori ont été faits avec des tests-t de Student pour données pairées et le niveau de signification à été ajusté en fonction du nombre de comparaisons nécessaires (technique de Bonferroni).

Afin de vérifier si les paramètres anthropométriques de la main influencent les résultats, les résultats de coefficient de friction (2 genres confondus) ont été corrélés avec chaque mesure de la main (annexe B) à l'aide de corrélations de Pearson. Cela a été fait pour chacune des neufs conditions expérimentales (3 Matériaux × 3 Gants).

2.2.5.2 Évaluation de la souplesse des gants

Mesures de contrôle à posteriori

Pour s'assurer que les principales variables responsables de l'activité musculaire (force, posture du poignet) sont comparables entre les genres et entre les conditions de gants, les valeurs de force relative (%FMV) de préhension et des angles du poignet (flexion-extension, déviation radiale/cubitale) ont été recueillies sur l'ensemble des mesures de chaque test de souplesse.

Mesures EMG

Pour chaque muscle étudié, le signal EMG correspondant était subdivisé en une suite de fenêtres de temps de 1 seconde de manière à obtenir un chevauchement de 80 % entre les fenêtres (avancement de 100 ms d'une fenêtre à l'autre), suivant les recommandations de van Dieen et Oude Vrielink (1996) pour maximiser la fidélité des indices EMG correspondants. Pour chaque fenêtre d'analyse comprenant 1024 points, l'amplitude RMS (Root Mean Square) et une analyse spectrale (transformée rapide de Fourier) du signal EMG étaient calculées. La fréquence médiane (FM) était ensuite déduite de l'analyse spectrale. Les séries temporelles (sur 60 s) des données RMS et FM étaient finalement caractérisées avec des régressions linéaires de manière à obtenir leur ordonnée à l'origine ou « intercept » (RMSi et IFM) et leur pente (RMSp et FMp). Chacun des indices de fatigue (RMSp, FMp) a été normalisé en divisant sa valeur par son ordonnée à l'origine respective (RMSi, IFM) pour obtenir NRMSp, NFMp. Cette normalisation est parfois proposée afin de tenir compte de l'épaisseur du pli cutané et adipeux qui sépare l'électrode de surface du muscle évalué (Merletti *et al.*, 1994; Stegeman et Linssen, 1992). Finalement, afin d'améliorer la fidélité des différents paramètres EMG ci-haut décrits, la moyenne des valeurs obtenues pour différentes paires de muscles a été calculée. Il s'agit des deux muscles fléchisseurs

(FCD-GP), des deux muscles extenseurs (PR-ECD) ainsi que la paire constituée de deux muscles antagonistes (FCD-ECD). Une telle procédure a été démontrée efficace pour améliorer la fidélité des indices EMG des muscles dorsaux (Larivière *et al.*, 2002; van Dieen *et al.*, 1998). Finalement, les valeurs initiales d'amplitude EMG (RMSi) ont été normalisées selon l'équation suivante :

$$NRMSi = \left[\frac{RMSi - RMSbase}{RMS\max - RMSbase} \right] \times 100$$

où *RMSbase* est la valeur RMS moyenne de l'EMG de base au repos recueilli lors de la tâche de référence pour calibrer l'électrogoniomètre (Figure 5B) et *RMSmax* est la valeur RMS maximale recueillie à travers toutes (n = 5) les contractions maximales volontaires.

Les ordonnées à l'origine NRMSi correspondant à chaque condition expérimentale sont sensibles à la force musculaire déployée lors de ces tâches. C'est ainsi que la condition expérimentale « avec gant » devrait impliquer une plus grande valeur NRMSi que « sans gant ». Les pentes RMSp et FMp (et leurs valeurs normalisées) sont des indices EMG sensibles à la fatigue musculaire, une valeur positive pour RMSp et une pente négative pour FMp étant nos indicateurs. L'activité musculaire correspondant à la condition « avec gant » impliquant un plus grand effort musculaire, la fatigue devrait apparaître plus rapidement.

Analyses statistiques

Une analyse ANOVA à deux voies (2 Genres × 3 Gants) avec mesures répétées sur le facteur Gants a été utilisée pour d'abord vérifier si le genre (féminin, masculin) influence les résultats, pour ensuite différencier les types de gants au niveau de leur souplesse (sans gant, gant rigidité moyenne, gant rigidité élevée) et finalement pour vérifier l'interaction possible entre les facteurs (Genre × Gants). Ces analyses ont été réalisées pour toutes les variables de contrôle à posteriori (Force relative, angle flexion-extension et déviation latérale du poignet) ainsi que les variables EMG (NRMSi, RMSp, FMp, NRMSp, NFMp) pour chaque muscle et paire de muscles. Lorsque nécessaire, des tests à posteriori ont été faits avec des tests-t de Student pour données appariées et le niveau de signification à été ajusté en fonction du nombre de comparaisons nécessaires (technique de Bonferroni).

Des analyses de régression multiples de type « Stepwise » ont donc été menées afin d'évaluer si certaines variables démographiques ou anthropométriques influencent les résultats des différents indices. Les analyses ont été réalisées avec les données correspondant au port de gant de rigidité élevée car un plus grand nombre de corrélations significatives avait été relevé dans cette condition expérimentale. Les niveaux de signification utilisés pour l'entrée et la sortie des variables dans les modèles de régression étaient de 0,15 et 0,16 de manière à tenir compte de l'interaction possible entre les variables. Cependant, le modèle de régression retenu ne devait comprendre que des variables ayant un niveau de signification de 0,05 (test de Wald).

2.2.5.3 Analyse des erreurs

De manière à mieux juger de la pertinence des mesures utilisées (choix des mesures), deux types d'analyses ont été utilisés pour évaluer l'amplitude des erreurs relatives aux différentes variables décrites plus haut (pour l'évaluation de l'adhérence et de la souplesse) ainsi que leur impact vis-à-vis leur utilisation dans un contexte de développement de tests pour normalisation. Ces analyses ont été menées seulement pour les variables qui se sont montrées sensibles à l'effet « Gant » (selon les analyses ANOVA décrites ci-haut).

1) La première analyse consistait à estimer les erreurs de mesure au moyen d'une étude de la fidélité intra-sujet. Elle a été réalisée à l'aide des mesures prises sur des jours différents (n = 10 sujets) en calculant le coefficient de corrélation intra-classe (CCIC) et l'erreur standard de mesure (ESM) en utilisant les composantes de variance calculées à partir des valeurs de moindres carrés d'une ANOVA (1 voie avec mesures répétées) comme suit :

$$CCIC = \frac{\sigma_S^2}{\sigma_S^2 + \sigma_J^2 + \sigma_{SJ}^2} \qquad \text{et } ESM = \sqrt{\sigma_J^2 + \sigma_{SJ}^2}$$

où σ_S^2, σ_J^2 et σ_{SJ}^2 sont les variances associées aux facteurs Sujet, Jour et Sujet × Jour, respectivement. Le ESM sera exprimé en pourcentage de la moyenne des mesures (à travers les jours). Une analyse de fidélité sera donc effectuée pour chaque variable, chaque condition expérimentale et chaque muscle (adhérence : n = 9 conditions; souplesse : n = 3 conditions × 4 muscles) en effectuant une ANOVA à une voie avec mesures répétées dans chaque cas. L'appréciation des CCIC suggérée par Fleiss (1986) a été utilisée : CCIC < 0,40 (pauvre), 0,40 < CCIC < 0,75 (modéré), CCIC > 0,75 (excellent).

2) La seconde analyse était une simulation pour déterminer le nombre de sujets nécessaires pour obtenir une valeur moyenne (avec une précision donnée), pour une variable donnée, qui représentait le plus possible la « moyenne réelle » (sans erreur) correspondant au gant à caractériser. Ainsi, dans un contexte de développement de tests pour normalisation, des analyses de type « bootstrap » ont été réalisées. Cette information est nécessaire pour élaborer une procédure d'évaluation normative pour quantifier un paramètre donné relatif à un gant donné. Ici, notre moyenne réelle a été estimée en calculant la moyenne des trente sujets, ce qui devrait se rapprocher de la moyenne « sans erreur ». En résumé, la procédure bootstrap implique des tirages répétitifs (2000 pour obtenir des résultats stables) avec remise, d'un nombre de sujets donné afin de constituer des sous-échantillons de grandeur croissante (ici, n = 2, 4, 6, 8 … 30). Ainsi, pour un sous-échantillon donné (n = 2 par exemple), 2000 tirages avec remise sont effectués et les 2000 moyennes correspondantes de la variable évaluée sont calculées. Une moyenne globale (n = 2000) est alors exprimée sous forme de coefficient de variation (CV), c.-à-d. en divisant par la moyenne réelle. Cette procédure est répétée pour n = 4, 6 …30 afin de voir l'allure (diminution) du CV avec le nombre de sujets impliqués. C'est en déterminant, à priori, l'erreur de mesure acceptable (par exemple, CV = 10 %) que nous pouvons alors estimer le nombre de sujets nécessaires pour obtenir la moyenne permettant de caractériser le gant. Cette procédure a été programmée dans MATLAB 5.1 (The MathWorks Inc., USA).

3. RÉSULTATS

3.1 Caractérisation de l'adhérence des gants

3.1.1 Sensibilité des mesures d'adhérence

Il n'y avait pas de différence significative entre les genres en ce qui concerne le coefficient de friction μ alors les deux groupes de sujets ont été jumelés pour les analyses subséquentes. Les résultats sont représentés graphiquement à la figure 6 (données moyennes présentées au tableau A.2 à l'annexe A). L'ANOVA à 2 voies (3 Matériaux × 3 Gants) avec mesures répétées démontrait des différences significatives au niveau des deux facteurs principaux (Matériau : P = 0,000; Gant : P = 0,029) et de leur interaction (P = 0,000). Une analyse ANOVA à une voie avec mesures répétées à travers les conditions de gants a donc été réalisée pour chaque matériau afin de comprendre la nature de cette interaction. Ces analyses ont révélé une différence significative (P entre 0,000 et 0,003) entre les conditions de gants pour les trois types de matériaux. Les tests à posteriori correspondant ont confirmé la présence d'une différence significative entre le gant adhérent et les deux autres conditions (sans gant, avec gant glissant) pour le téflon et l'aluminium alors que pour l'acier, la différence se situait entre la condition sans gant et avec gant glissant, ce qui explique l'interaction Matériaux × Gants observée dans l'analyse principale. L'hypothèse 1 qui indique que le coefficient de friction statique nécessaire pour empêcher un objet lubrifié de glisser est différente avec le port d'un gant par rapport à cette même tâche sans gant par conséquent valide. Il est intéressant de constater cependant que la condition sans gant dans un milieu lubrifié s'est révélée plus adhérente que la condition avec gant adhérent. De plus, le gant adhérent s'est avéré moins performant sur la plaque d'aluminium lubrifié que le gant glissant.

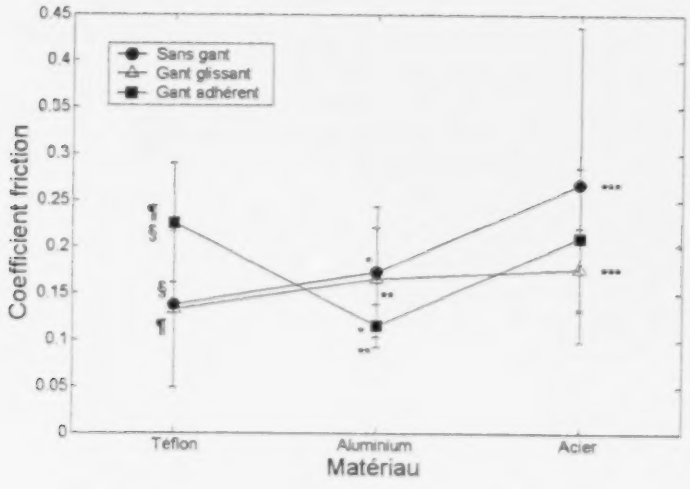


Figure 6 Coefficient de friction μ correspondant aux différentes conditions expérimentales représentées par les combinaisons recoupant les matériaux (téflon, aluminium, acier) et les conditions de gants (sans gant, gant glissant, gant adhérent)

Pour chaque matériau, les différences significatives entre les conditions de gants sont identifiées par des symboles communs.

Pour toutes les conditions expérimentales (n = 9), les corrélations entre le coefficient de friction et les mesures anthropométriques de la main (LaPa, LoD, LoM, LaM, LaPh, Circ) se sont révélées non significatives à l'exception d'un cas (sur 54 cas) lors de la condition combinant l'acier et le gant glissant (r = 0,480, P = 0,007 avec LoD – longueur des doigts).

L'analyse des résultats de la variable « marge de sécurité » a démontré un effet de genre, avec des valeurs significativement supérieures (P = 0,000) chez les hommes (108 ± 51 N) par rapport aux femmes (75 ± 41 N). Aucun effet de matériau (P = 0,749) ou de gant (P = 0,562) et aucune interaction double ou triple n'a été observée pour ce paramètre.

3.1.2 Analyse des erreurs relatives aux mesures de l'adhérence

Fidélité

Les résultats de fidélité du coefficient de friction sont faibles dans la plupart des cas (à travers les 9 conditions expérimentales) avec des CCIC variant généralement entre 0,00 et 0,26 et des ESM variant entre 26 et 76 %. Le seul cas en-dehors de ces valeurs concernait la condition expérimentale combinant l'aluminium et le gant adhérent avec un CCIC de 0,66 (modéré) et un ESM de 11 %.

Analyses « bootstrap »

Les résultats des analyses de type bootstrap prenaient l'allure de la figure 7 où on voit les CV diminuer en fonction du nombre de sujets impliqués dans le calcul de la moyenne. Cinq courbes sont présentes, car selon les sujets sélectionnés (parmi 30 sujets) pour faire les analyses bootstrap, les résultats pouvaient diverger notamment lorsque peu de sujets étaient utilisés pour calculer les moyennes. On peut remarquer que cette instabilité se résorbe peu à peu jusqu'à ce que les valeurs convergent, ce qui donne de la crédibilité aux résultats. À la figure 7, le nombre de sujets nécessaires pour que les CV diminuent (pour les cinq courbes à la fois) sous les seuils de 20 et de 10 % est identifié. Cette opération a été réalisée pour les neuf conditions expérimentales et les résultats démontraient qu'il faut de 2 à 16 sujets (2-8 sujets dans 6 conditions et 14-16 sujets dans 3 conditions) si un CV de 20 % était utilisé alors que de 6 à plus de 20 sujets (6-14 sujets dans 4 conditions et plus de 14 sujets dans 5 conditions) sont nécessaires pour atteindre un CV de moins de 10 % (Tableau 2).

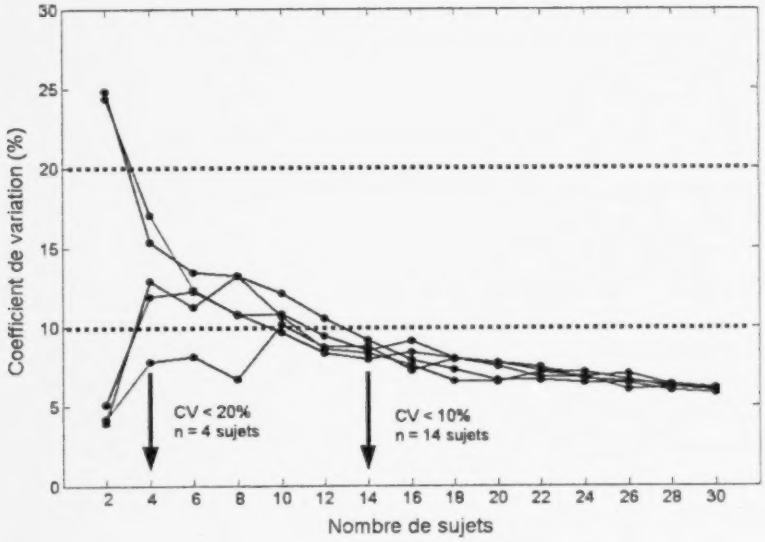


Figure 7 Illustration des résultats de bootstrap pour le coefficient de friction (condition expérimentale : Aluminium + gant glissant)

Les coefficients de variations (CV) diminuent en fonction du nombre de sujets impliqués dans chaque analyse. Dans cet exemple, si un CV inférieur à 20 % est jugé acceptable, il faudra 4 sujets pour satisfaire ce critère alors que si le critère est de 10 %, il faudra alors 14 sujets.

Tableau 2 Nombre de sujets nécessaires pour calculer une moyenne du coefficient de friction μ permettant d'obtenir une erreur (coefficient de variation CV) inférieure à 20 ou 10 %

Matériau	Conditions de gants					
	Sans gant		Gant glissant		Gant adhérent	
	CV = 20 %	CV = 10 %	CV = 20 %	CV = 10 %	CV = 20 %	CV = 10 %
Téflon	16	> 30*	14	> 30	8	14
Aluminium	8	20	4	14	2	6
Acier	14	> 30	2	6	2	18

* Les analyses bootstrap se sont arrêtées à 30 sujets alors le nombre de sujets nécessaires est indéterminé dans ces cas (> 30).

3.2 Évaluation de la souplesse des gants

Les hommes ont démontré une FMV de préhension (477 ± 86 N) significativement supérieure ($P = 0{,}000$) aux femmes (256 ± 36 N). En ce qui a trait au temps de maintien de la charge relative (35 % FMV), des résultats similaires ont été obtenus entre les genres alors qu'une différence significative était présente entre les conditions de gants (Tableau 3). Les tests à

posteriori ont démontré un moins grand temps de maintien (15-17 secondes de moins) avec le gant Backdraft par rapport aux deux autres conditions expérimentales.

Tableau 3 Mesures de contrôle à posteriori lors des tests de souplesse pour les deux genres et les différentes conditions expérimentales (types de gant)

Variable (unités)	Genre[a]	Conditions de gants			ANOVA (probabilités)		
		Contrôle	Rigidité moyenne	Rigidité élevée	Genre	Gant	Genre × Gant
Force relative	H	33,3 (0,9)	33,1 (1,3)	32,8 (1,0)	**0,004**	0,243	0,963
(% FMV)	F	32,5 (1,4)	32,2 (1,5)	31,9 (1,8)			
Extension poignet	H	17,6* (10,9)	20,6¶ (12,5)	9,9*¶ (12,0)	0,127	**0,020**	0,734
(degrés)	F	15,4* (12,2)	13,3¶ (12,9)	6,6*¶ (7,9)			
Déviation poignet	H	5,7 (6,7)	7,5¶ (8,2)	3,4¶ (6,9)	0,463	**0,041**	0,758
(degrés)	F	5,8 (9,0)	6,6¶ (5,3)	0,4¶ (5,4)			
Temps maintien	H	54,0* (7,0)	49,3¶ (13,9)	32,2*¶ (14,3)	0,18	**0,000**	0,271
(s)	F	52,4* (9,3)	52,5¶ (5,7)	40,2*¶ (14,4)			

[a] Genre : homme (H) ou femme (F). Les valeurs de probabilité démontrant une différence significative au niveau des effets principaux (Genre, Gant) sont identifiées en caractères gras alors que les différences notées avec les tests à posteriori (facteur Gant significatif) sont identifiées avec l'emploi de symboles communs (*,¶)

3.2.1 *Mesures de contrôle à posteriori*

Les valeurs de force relative (% FMV) de préhension étaient similaires entre les conditions de gants mais significativement supérieures (0,8 % FMV seulement) chez les hommes que chez les femmes (Tableau 3).

Les résultats concernant les angles du poignet s'appliquent à 24 sujets seulement car l'électrogoniomètre ne fonctionnait plus correctement pour les six derniers sujets. Les angles du poignet (flexion-extension, déviation radiale/cubitale) étaient similaires entre les genres mais significativement différents entre les conditions de gants (Tableau 3). Les tests à posteriori ont démontré que dans la condition avec le gant Backdraft, l'extension du poignet était significativement diminuée d'environ 6-7° par rapport aux deux autres conditions expérimentales. Pour la déviation latérale, la condition avec le gant Backdraft (rigidité élevée) démontrait de plus petites valeurs (4° environ) par rapport au gant Skinny dip (rigidité moyenne).

L'étendue (changement maximal) des angles du poignet au cours des contractions de fatigue à travers les trois tests de fatigue et les deux genres était en moyenne de 4,4 ± 3,0° en flexion-extension et de 2,6 ± 1,3° en déviation latérale.

3.2.2 Sensibilité des variables EMG

L'analyse de l'activité musculaire (variables NRMSi) n'a révélé aucune interaction Genre×Gant significative (Tableau C.1 à l'annexe C). Par contre, l'activité musculaire s'est révélée sensible à l'effet Gant pour tous les muscles et paires de muscles et à l'effet Genre dans deux cas sur sept (GP et paire muscles FCD-GP où hommes > femmes). L'effet Genre a aussi presque atteint le niveau de signification ($P = 0,056$) pour le muscle PR (hommes > femmes). Les tests à posteriori ont démontré (dans six cas) une activation musculaire significativement plus élevée avec le gant Backdraft (rigidité élevée) par rapport aux deux autres conditions de gants (Figure 8). Une activation musculaire significativement plus élevée avec le gant de rigidité moyenne par rapport à la condition contrôle n'a été obtenue que dans les deux cas impliquant le muscle PR (PR et PR-ECD). Par conséquent, la seconde hypothèse qui soutient que l'activité musculaire est plus élevée lors d'une tâche de préhension avec le port d'un gant par rapport à cette même tâche faite sans gant n'est complètement vérifiée que dans ces deux cas.

Parmi les différents indices EMG de fatigue musculaire, seulement FMp et NFMp démontraient un effet Gant pour les quatre muscles. Les résultats statistiques sont identiques pour ces deux indices en ce qui concerne les effets principaux et les tests à posteriori (différences entre les conditions de gants) (Tableaux C.2 et C.3 à l'annexe C). Les résultats sont illustrés à la figure 9 pour la variable FMp (les résultats NFMp sont pratiquement identiques). En premier lieu, aucune interaction Genre×Gant n'était significative à l'exception de la paire de muscles PR-ECD ($P = 0,049$). Les tests à posteriori concernant l'effet Gant ont démontré dans cinq cas sur sept (FCD et ECD ainsi que les trois paires de muscles) une fatigue musculaire significativement plus élevée (pente plus négative) avec le gant Backdraft (rigidité élevée) par rapport aux deux autres conditions de gants. Pour les deux autres muscles (PR et GP), la différence se situait seulement entre le gant Backdraft et la condition contrôle. Aucune différence n'a donc été obtenue entre le gant Skinny Dip et la condition contrôle. Donc, la troisième hypothèse qui supporte que la fatigue musculaire est plus élevée lors d'une tâche de préhension avec le port d'un gant par rapport à cette même tâche faite sans gant n'est que partiellement acceptable. Finalement, l'effet Genre était significatif dans six cas (exception : ECD) avec des valeurs de pente plus prononcées (plus négatives; suggère plus de fatigue musculaire) pour les hommes que pour les femmes.

Les analyses statistiques multi-variées (Stepwise) ont démontré que certaines variables démographiques (genre, âge), anthropométriques (masse, taille, longueur des doigts et largeur de la main) ainsi que la FMV expliquent une partie de la variance de différents indices EMG (Tableau C.4 à l'annexe C). Pour le niveau d'activation musculaire (NRMSi), aucune variable ne revient de façon répétée pour les différents muscles ou combinaisons de muscles. On retient par contre qu'aucune de ces variables ne semble associée aux résultats EMG lorsque le muscle ECD est impliqué. Les indices EMG de fatigue musculaire sont souvent influencés par la largeur de la main (muscles GP, PR, FCD-GP, PR-ECD, FCD-ECD). Il arrive même un cas (muscles FCD-GP) où une combinaison de plusieurs variables (genre, taille, masse, largeur main) explique au-delà de 67 % de la variance.

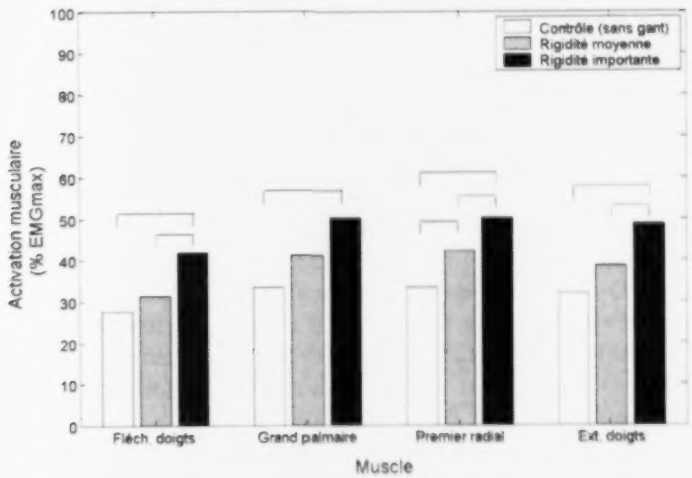


Figure 8 Activation musculaire (% EMGmax) en fonction des conditions de gants et des muscles de l'avant-bras

Les valeurs sont présentées en faisant abstraction du genre (valeurs différentes du tableau C.1 à l'annexe C). Les résultats des tests à posteriori pour identifier les différences significatives entre les conditions de gants ont été réalisés pour chaque muscle. Les conditions qui se différencient significativement sont identifiées avec des crochets.

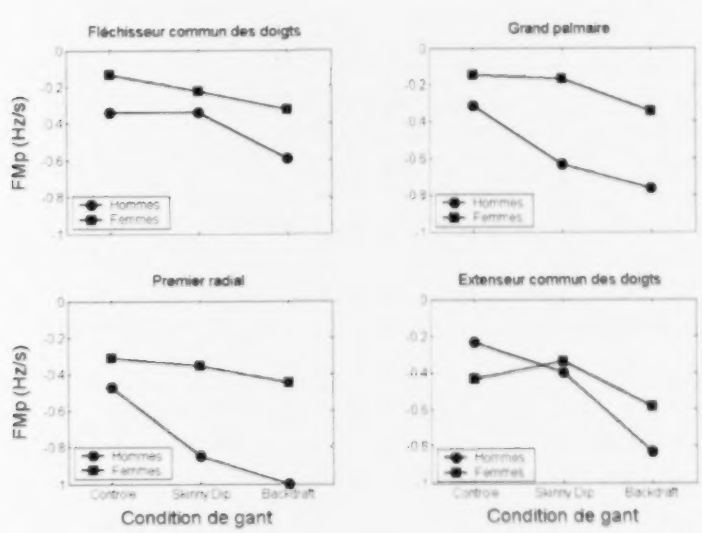


Figure 9 Fatigue musculaire telle que quantifiée par la variable FMp (Hz/s) en fonction des conditions de gants et du genre pour chacun des muscles de l'avant-bras

Afin de vérifier s'il y avait des différences entre les quatre muscles en ce qui a trait aux indices EMG, une ANOVA à une voie (données des deux genres confondues) a été réalisée pour chaque indice EMG et chaque condition de gants. Aucune différence n'a été obtenue pour les indices EMG de fatigue musculaire alors que pour ce qui concerne l'activation, une seule différence significative (gant de rigidité moyenne) a été observée. Les tests à posteriori (Bonferroni) ont alors démontré une plus petite activation musculaire du muscle FCD par rapport aux muscles GP et PR.

3.2.3 *Analyse des erreurs relatives aux mesures EMG*

Les prochaines analyses ont été réalisées seulement pour les indices EMG sensibles au port de gants (n = 18, présentées dans les tableaux C.2 et C.3 à l'annexe C).

Fidélité

L'étude de fidélité démontre d'abord que les sujets ont répété la même FMV entre les deux sessions (CCIC : 0,97; ESM : 5 %) et qu'ils ont tenu la même charge relative lors des trois tests de fatigue (CCIC : 0,57 à 0,67; ESM : 2 à 3 % selon le test). Les CCIC moins importants correspondant à la charge relative sont causés par la réduction de la variabilité inter-sujets, ce qui a pour effet de diminuer les corrélations. Les ESM ne sont pas affectés par cela et démontrent de très petites valeurs.

Les résultats de fidélité des différentes variables sont détaillés au tableau D.1 à l'annexe D. Les résultats pour les variables EMG d'activation musculaire (NRMSi) sont en général modérés pour trois muscles (FCD, GP, PR) et pauvres pour l'ECD. Cependant, la paire de muscles fléchisseurs FCD-GP donne d'excellents CCIC (0,74 à 0,88 selon la condition de gant) ainsi que des ESM généralement plus petits (14 à 23 %) que pour les muscles pris individuellement (19 à 35 %). Pour les indices EMG de fatigue musculaire (FMp et NFMp), les résultats sont pauvres à modérés dans la plupart des cas avec des CCIC variant entre 0,00 et 0,66 et des ESM variant entre 29 et 131 %. Aucun ESM n'est sous le niveau des 10 % pour FMp et NFMp.

Analyses « bootstrap »

Les analyses se sont réalisées de la même façon que pour le test d'adhérence à l'exception que le genre a été tenu en compte étant donné son effet sur les variables EMG. Les analyses ont donc été faites avec un échantillon constitué d'un nombre égal d'hommes et de femmes jusqu'à concurrence de 30 sujets (15 hommes et 15 femmes). La « moyenne réelle » (sans erreur) était calculée à partir des 30 sujets. Une analyse a été réalisée pour chaque muscle ou paires de muscles et pour chaque condition expérimentale pour un total de 21 cas de figure.

Les résultats des analyses bootstrap sont en ligne avec les résultats de l'étude de fidélité, car beaucoup plus de sujets sont nécessaires pour obtenir des estimés précis (CV < 10 %) pour les indices EMG de fatigue musculaire (FMp et NFMp) que pour l'activation musculaire (NRMSi). Les résultats spécifiques à l'activation musculaire (NRMSi) sont présentés dans le tableau E.1 à l'annexe E. Si on décrit les résultats associés à un CV inférieur à 10 %, les pires résultats étaient obtenus pour les muscles fléchisseurs (FCD, GP et FCD-GP : 10 à 32 sujets à travers les 9 cas correspondant) suivi par les muscles extenseurs (PR, ECD et PR-ECD : 6 à 14 sujets à travers les 9 cas). Cependant, les meilleurs résultats ont été observés pour les paires de muscles PR-ECD et

FCD-ECD où le nombre de sujets requis pour obtenir un CV de moins de 10 % variait entre 6 et 8 (ECR-ECD) ou entre 0 et 10 (FCD-ECD) selon la condition expérimentale.

Les résultats pour les indices EMG de fatigue (FMp et NFMp) étaient moins bons car dans 11 cas (FMp) et 7 cas (NFMp) sur 21 conditions, il faut plus de 20 sujets pour obtenir un CV inférieur à 20 %. Pour obtenir un CV inférieur à 10 %, il faut plus de 30 sujets dans tous les cas pour FMp et dans presque tous les cas (4 exceptions requérant de 26 à 30 sujets) pour NFMp. Étant donné que les indices FMp et NFMp étaient influencés par le genre, des analyses bootstrap supplémentaires ont été faites pour chacun des genres séparément. Cependant, les résultats étaient similaires, ce qui veut dire que le fait d'utiliser seulement des hommes, seulement des femmes ou un nombre équivalent d'hommes et de femmes importe peu sur la précision des estimations.

4. DISCUSSION

4.1 Caractérisation de l'adhérence des gants

4.1.1 Coefficient de friction

La méthode proposée dans cette étude pour déterminer le coefficient de friction apparaît être plus ou moins sensible aux différentes conditions expérimentales malgré les différences significatives. On se serait attendu par exemple que le gant adhérent soit plus performant c'est-à-dire plus adhérent tout au moins que le gant glissant tel que vérifié sur un système purement mécanique (Annexe A, tableau A.2). Au contraire, dans une des conditions lubrifiées, le gant adhérent ne s'est pas avéré supérieur au gant glissant. Différentes raisons peuvent expliquer ces résultats. Une première raison pourrait être que le test n'était pas suffisamment sensible pour discriminer le niveau d'adhérence des gants. La différence dans le coefficient de friction entre le gant adhérant et celui glissant n'était peut-être pas assez grande pour la mesurer dans les tests sur sujet. Une autre raison est qu'il existe des différences majeures entre un test sur machine et un autre sur des sujets. L'interaction significative Matériau×Gant démontre clairement que c'est la combinaison de l'effet du matériau-huile et du gant employé qui détermine le coefficient de friction statique du système. Ces résultats signifient que l'adhérence intrinsèque d'un gant est un concept qui n'existe pas. On ne peut donc pas caractériser la glissance d'un gant sans considérer le sujet, le type de matériau utilisé, voire aussi le type de contaminant (ex. : huile) qui le recouvre. Un gant peut possiblement être plus adhérent qu'un autre dans la plupart des situations mais il faut être prudent dans les recommandations. L'idée de remplacer les combinaisons matériau-huile par le téflon de manière à simplifier la méthode d'évaluation (sans huile) n'apparaît donc pas appropriée pour évaluer le niveau d'adhérence des gants. Les résultats ne permettaient pas de séparer l'effet dû au matériau de l'effet dû à l'huile car le nombre de conditions expérimentales a été restreint à neuf pour des raisons logistiques. Cependant, dans ce contexte particulier où trois principaux facteurs doivent être pris en considération (gant, matériau, huile), il faudrait en tenir compte à l'avenir afin de vérifier s'il est possible de négliger l'un d'entre eux (le matériau par exemple).

L'absence de relation entre le coefficient de friction et le genre ou les paramètres anthropométriques de la main confirme la théorie sur le coefficient de friction pour un système simple impliquant deux matériaux. La considération du genre dans les analyses peut paraître farfelue mais il aurait été possible que le fait que les hommes prennent le dynamomètre avec plus de force que les femmes au départ (concept de « marge de sécurité » discuté plus loin) puisse influencer le contact entre la main (et/ou le gant) et le dynamomètre en évacuant l'huile plus rapidement entre le gant et le matériau. Il apparaît donc que le test développé dans la présente étude ne souffre pas, à la lumière des variables considérées, de l'influence d'une quelconque covariable qui aurait pu compliquer l'estimation du coefficient de friction dans un contexte de normalisation.

L'étude des erreurs reliées à la mesure du coefficient de friction démontre que le test développé ici implique des mesures contenant beaucoup de variabilité. L'étude de la fidélité test-retest supporte clairement cette conclusion et les analyses bootstrap vont aussi dans le même sens. En fait, les analyses bootstrap démontrent qu'il faut évaluer plusieurs sujets pour compenser pour un tel manque de fidélité. Ces analyses prédisent qu'il faudrait plus de 20 sujets dans plusieurs cas

pour obtenir une valeur de coefficient de friction contenant une variabilité acceptable (CV = 10 %) dans un contexte de normalisation. Évidemment, cela implique beaucoup de moyens et de coûts associés au test. Cependant, le contexte de la présente étude nécessitait une seule mesure (un seul essai) par condition expérimentale de manière à évaluer plusieurs conditions expérimentales. Dans un contexte d'évaluation plus favorable, il serait nécessaire de prendre plusieurs mesures (essais) pour une même condition expérimentale afin d'obtenir une moyenne plus stable, ce qui pourrait grandement améliorer la fidélité de cette mesure ainsi que les résultats des analyses bootstrap. La prise de mesures répétées est pratique courante pour ce type d'application (Kinoshita, 1999; O'Meara et Smith, 2002; Riley *et al.*, 1985; Shih *et al.*, 2001).

4.1.2 Marge de sécurité

L'étude en parallèle de la « marge de sécurité » utilisée par les sujets pour tenir le dynamomètre confirme les résultats de Buhman *et al.* (2000). En effet, les femmes tiennent le dynamomètre avec moins de force que les hommes même si la force nécessaire pour retenir le dynamomètre est la même puisque le coefficient de friction est le même pour les deux genres. En fait, Buhman *et al.* (2000) ont calculé que les femmes utilisent une force équivalent à 81 % de la force des hommes selon leurs valeurs maximales (« Peak forces »), ce qui est supérieur à 69 % tel que mesuré dans la présente étude. Il est possible que cette marge de sécurité soit déterminée relativement à la force maximale volontaire. Cependant, la mesure de la force maximale de pincement n'ayant pas été effectuée dans les deux études, il est impossible de confirmer cette hypothèse.

4.2 Évaluation de la souplesse des gants

4.2.1 Mesures de contrôle à posteriori

Les résultats des mesures de contrôle portant sur la force relative (% FMV) de préhension et les angles du poignet maintenus durant les essais montrent que le niveau de standardisation du test de fatigue était élevé. La force relative était significativement plus élevée chez les hommes que chez les femmes mais de 0,8 % FMV seulement, ce qui est négligeable. La posture du poignet était légèrement différente dans la condition avec le gant Backdraft par rapport aux autres conditions mais les différences étaient aussi très petites (moins de 7°), ce qui apparaît aussi négligeable d'un point de vue physiologique. Cette standardisation permet de comparer avec confiance les résultats des trois conditions expérimentales et des deux genres.

4.2.2 Activité musculaire

Trois études EMG ont été réalisées pour l'évaluation des effets du port de gants (Fleming *et al.*, 1997; Mital *et al.*, 1994; Sudhakar *et al.*, 1988). Cependant, les deux études évaluant le niveau d'activation musculaire ont utilisé des contractions maximales (Mital *et al.*, 1994; Sudhakar *et al.*, 1988)). Aucune différence n'a été observée en ce qui concerne l'activation EMG entre les différents gants et avec raison, puisqu'une force maximale était demandée à chaque fois. Cela peut paraître évident mais certains auteurs interprètent ces résultats comme si le port de gants n'impliquait pas de différence en ce qui a trait à l'activation musculaire (Batra *et al.*, 1994). Buhman *et al.* (2000) ont récemment posé la question d'intérêt en ce qui concerne l'effet du port de gants sur l'activation des muscles de l'avant-bras :

« An important question is when a person holds a 11 kg object with a number of different gloves, are the exertion levels of the lower arm musculature the same? »

Le protocole de mesure de la présente étude permet de répondre à cette question. Pour une charge externe équivalente (35 % FMV), l'activité musculaire (NRMSi) était significativement plus élevée avec le port de gant Backdraft (rigidité élevée) que dans les autres conditions expérimentales pour six paires de muscles sur sept, ce qui confirme partiellement la deuxième hypothèse de l'étude. Le fait qu'une différence entre la condition contrôle et la condition avec le gant Skinny Dip ne soit obtenue que pour un seul muscle fait que l'hypothèse ne peut être acceptée entièrement.

L'activation musculaire (NRMSi) varie entre 26 et 40 % selon les muscles dans la condition contrôle, ce qui ressemble à la charge relative (35 % FMV) imposée lors du test. Les résultats confirment que le port d'un gant très rigide comme le Backdraft peut impliquer une charge supplémentaire sur les muscles de l'avant-bras. Bien qu'un calibrage EMG-force n'ait pas été réalisé ici, on peut tout de même estimer grossièrement que les forces musculaires impliquées reflètent les valeurs NRMSi, c'est-à-dire une augmentation d'environ 15 %, ce qui est relativement important. En fait, tel qu'il sera discuté plus loin, à cette augmentation d'activation est associée (et cause) une augmentation de la fatigue musculaire.

Les résultats démontrant que les muscles extenseurs (PR et PR-ECD) étaient plus sensibles que les muscles fléchisseurs aux différentes conditions de gants sont en accord avec d'autres études impliquant des tâches de préhension (Hagg et Milerad, 1997; Kilbom *et al.*, 1993; Roy *et al.*, 1991; Milerad et Kilbom, 1985). En fait, même si ce type de tâche implique d'abord les muscles fléchisseurs des doigts, une activité antagoniste des muscles extenseurs du poignet doit simultanément stabiliser la posture du poignet en position neutre. D'ailleurs, les résultats de la présente étude démontrent que le niveau d'activation des muscles extenseurs est en général au moins comparable à l'activation des fléchisseurs (figure 8), ce qui est en accord avec Loscher et Gallasch (1993). Conséquemment, il apparaît préférable d'étudier le comportement des muscles extenseurs dans ce type d'évaluation biomécanique, une conclusion aussi partagée par d'autres auteurs (Hagg et Milerad, 1997). De plus, l'indice NRMSi correspondant à la paire PR-ECD serait préférable à PR car les résultats associés à la paire PR-ECD n'étaient pas influencés par le genre ($P = 0{,}754$) contrairement à ce que suggère les résultats associés à PR même s'ils n'ont pas tout à fait atteint le niveau de signification statistique ($P = 0{,}056$). En fait, comme l'ont révélé les analyses multivariées, l'indice NRMSi de PR-ECD n'était corrélé à aucune variable (âge, genre, taille, mesures anthropométriques de la main, FMV), ce qui rend plus simple son utilisation et interprétation.

L'activation musculaire significativement plus importante chez les hommes par rapport aux femmes pour le muscle GP (résultats presque significatifs pour le muscle PR) est difficile à expliquer. Cependant, des analyses supplémentaires (pas détaillées dans ce rapport) ont démontré des corrélations significatives entre l'indice NRMSi et la longueur des doigts (r variant entre 0,39 et 0,50 dans les trois conditions expérimentales), et ceci pour ces deux muscles seulement. Il apparaît donc possible que ce paramètre puisse influencer les stratégies d'activation musculaire. En fait, il est probable que la main des hommes se refermait plus autour du dynamomètre (circonférence fixe) que pour les femmes car les hommes ont une plus grande main (Tableau 1). De tels changements en ce qui concerne les conditions biomécaniques de la

main pourraient impliquer des stratégies d'activation musculaire différentes. Une explication qui est liée de façon intrinsèque au genre apparaît aussi possible, car des stratégies d'activation musculaire différentes selon le genre ont déjà été observées pour le muscle vaste externe dans des conditions biomécaniques qui apparaissent similaires pour les deux genres (Pincivero *et al.*, 2000).

L'étude des erreurs reliées à la mesure EMG de l'activation musculaire démontre une fidélité pauvre à modérée à l'exception de la paire de muscles impliquant les deux fléchisseurs (FCD-GP) où une excellente fidélité a été observée. À la connaissance des auteurs, la fidélité de ce type de variable EMG n'a jamais été évaluée auparavant lors de tâches de préhension et pour la musculature de l'avant-bras. Il est alors difficile de juger si le protocole de mesure était optimal pour favoriser des mesures reproductibles. Cependant, les procédures utilisées pour contrôler l'effort (rétroaction visuelle) et la posture du poignet (dynamomètre avec pied et avec inclinaison fixe, avant-bras sur une table) ont été adéquates (peu ou pas de différences entre les genres et conditions expérimentales, bonne fidélité de la FMV et de la charge relative maintenue), ce qui supporte l'approche utilisée au moins en ce qui concerne les mesures dynamométriques. Conséquemment, les seules sources de variabilité qui peuvent expliquer ces pauvres résultats de fidélité seraient le positionnement relatif des électrodes de surface par rapport aux muscles d'intérêt et le partage de la charge entre les muscles impliqués lors de la tâche. Ces deux possibilités seront traitées séparément dans les prochains paragraphes.

L'avant-bras comporte plusieurs muscles de petite taille, ce qui rend difficile le positionnement des électrodes lorsqu'un muscle précis est visé. D'ailleurs, des problèmes de diaphonie musculaire, communément appelé « cross-talk », apparaissent être un problème important pour les muscles de l'avant-bras (Mogk et Keir, 2003). Les études de fidélité portant sur les mesures EMG s'entendent sur le fait qu'il faut prendre les mesures sur différents jours, nécessitant le repositionnement des électrodes, afin de rehausser la fidélité de façon substantielle (Hatch *et al.*, 1992; Sparto et Parnianpour, 2001). Cette stratégie permet de prendre en compte la variabilité inter-session causée par le repositionnement des électrodes. Cependant, cette stratégie de mesure est peu pratique et coûteuse. De toute façon, dans un contexte de caractérisation de gant de manière à établir un test normatif, cette variabilité peut possiblement être prise en compte en faisant la moyenne de plusieurs sujets, le positionnement relatif des électrodes vis-à-vis les muscles d'intérêt n'étant pas le même pour chaque sujet. C'est à ce moment que l'information donnée par les analyses bootstrap devient importante pour juger de la pertinence d'une mesure. Les analyses bootstrap démontrent qu'un nombre limité de sujets ($n \leq 20$) permet d'obtenir une moyenne ayant une bonne précision (CV < 10 %), et cela surtout pour la paire PR-ECD (6 à 8 sujets seulement). D'ailleurs, comme mentionné plus tôt, cette même paire PR-ECD apparaît aussi la plus sensible aux conditions expérimentales tout en étant indépendante du genre.

Les pauvres résultats de fidélité peuvent aussi être expliqués par un partage différent (d'une session à l'autre) de la charge entre les muscles impliqués lors de la tâche. Pour tenir compte de ce phénomène, il serait facile de produire une série de contractions de courtes durées (5 à 10 contractions de 5 secondes) à 35 % FMV et de faire la moyenne des NIRMi correspondantes pour chaque individu. Cela pourrait du même coup améliorer les résultats des analyses bootstrap, i.e. diminuer le nombre de sujets requis pour obtenir des estimés avec une précision acceptable.

La performance des gants peut-être associée a différentes caractéristiques comme le niveau d'ajustement, l'adhérence, la souplesse et l'épaisseur. Cependant, comme Bishu et Muralidhar (1999) le soulignent, aucun modèle général ne permet de lié la dégradation de la performance avec ces caractéristiques. Batra et al. (1994) ont tout de même identifié l'adhérence et l'épaisseur comme étant les caractéristiques les plus importantes pour prédire la dégradation de la force maximale, la souplesse et l'ajustement jouant un rôle mineur dans leur modèle de régression. Cela concorde avec des résultats plus récents démontrant que lorsqu'un objet est tenu (tâche fonctionnelle sous-maximale), plus de force est appliqué avec des gants plus glissants et plus épais (Kinoshita, 1999). Les effets dus au manque d'adhérence sont facilement explicables. L'effet de l'épaisseur des gants sur la performance, de son côté, est généralement attribué à une perte de sensation tactile (Buhman et al., 2000; Kinoshita, 1999), comme démontré par Shih et al. (2001). La perte de sensation tactile mènerait à une augmentation de la force de préhension lorsqu'un objet est tenu (Cole, 1990). Cependant, cette perte de sensation tactile n'est peut-être pas le seul mécanisme lié à l'épaisseur des gants. En effet, étant donné la relation proportionnelle entre l'épaisseur d'un gant et sa rigidité, on peut déduire qu'une augmentation de l'épaisseur des gants (et de sa rigidité) devrait mener à une augmentation de l'activation des muscles de l'avant-bras. C'est exactement ce qui a été démontré ici car la méthodologie proposée dans la présente étude mesure spécifiquement les effets biomécaniques dus à la rigidité, contrairement aux protocoles basés sur la mesure de la force de préhension maximale. En d'autres mots, la stratégie de mesure utilisée dans la présente étude isole l'effet biomécanique associé à la rigidité des gants des effets dus à l'adhérence ou à la perte de sensation tactile en gardant constante la force nette appliquée sur le dynamomètre entre les différentes conditions expérimentales. Les résultats indiquent qu'un gant rigide, requérant une tension musculaire additionnelle pour contre-carrer la résistance passive imposée par les gants, contribue à faire augmenter l'activation des muscles de l'avant-bras et conséquemment à faire augmenter la fatigue musculaire. De ce fait, la conclusion de Batra et al. (1994) concernant l'influence mineure de la rigidité sur la performance de préhension maximale n'est peut-être pas généralisable à des tâches fonctionnelles sous-maximales. La rigidité d'un gant peut jouer un rôle beaucoup plus important que l'on croit dans de telles conditions.

4.2.3 *Fatigue musculaire*

Les résultats EMG portant sur la fatigue musculaire reflètent assez fidèlement les résultats d'activation musculaire (NRMSi) dans le sens que les différences se situent essentiellement entre le port du gant Backdraft (rigidité élevée) et les autres conditions expérimentales. Ces résultats ont du sens car une augmentation de l'activité (et de la force) musculaire accélère la fatigue musculaire. En effet, à cette augmentation d'activité musculaire est associé le recrutement d'un plus grand nombre de fibres musculaires fatigables (fibres de type II) et une obstruction plus importante des vaisseaux sanguins, ce dernier événement impliquant (1) une accumulation des déchets métaboliques et (2) un moins grand apport d'oxygène et de nutriments, deux facteurs qui précipitent la fatigue musculaire.

Malgré les résultats positifs obtenus avec le gant Backdraft, la troisième hypothèse de l'étude ne peut qu'être partiellement acceptée étant donné l'absence de différence significative entre la condition contrôle et la condition avec le gant Skinny Dip. Ces résultats sont d'ailleurs en accord avec ceux de (Fleming *et al.*, 1997) qui ont aussi utilisé un gant de rigidité moins importante que

le gant Backdraft. Il faut donc se questionner sur la pertinence de l'utilisation de ce type d'indice EMG pour caractériser la souplesse de gants de protection. Cette réflexion semble justifiée par le fait qu'une activation musculaire significativement supérieure à la condition contrôle a été observée avec le gant de rigidité moyenne pour les muscles extenseurs (PR et PR-ECD). Cependant, il est toujours possible que cette augmentation d'activation ne soit pas assez importante pour véritablement induire de la fatigue musculaire.

Selon les résultats des indices EMG, les hommes se fatiguent plus rapidement que les femmes pour la plupart des muscles et combinaisons musculaires. Ces résultats sont en accord avec les études portant sur la physiologie musculaire (Clarke, 1986; Fulco *et al.*, 1999). Les analyses statistiques multi-variées ont aussi démontré l'influence parfois importante de différentes variables démographiques et anthropométriques sur les indices EMG de la fatigue musculaire. Cependant, le fait que la largeur de la main ait été retenue à plusieurs reprises (différents muscles et paires de muscles) demeure inexpliqué. Ce qui est encore plus difficile à comprendre est que la combinaison de plusieurs variables arrive à expliquer au-delà de 67 % de la variance de FMp de la paire FCD-GP. Chose certaine, l'influence du genre et de variables anthropométriques sur les résultats de FMp rend l'utilisation de ce type de variable EMG beaucoup plus complexe que pour les variables reliées au niveau d'activation musculaire. La caractérisation de la fatigue musculaire associée à un type de gant nécessiterait de considérer l'influence de ces covariables, ce qui impliquerait la sélection de sujets qui ont certaines caractéristiques (genre, largeur de main, etc.).

L'étude des erreurs reliées aux indices EMG de la fatigue musculaire démontre une pauvre fidélité jumelée avec de mauvais résultats pour les analyses bootstrap. Encore ici, les problèmes associés à la pose des électrodes et de diaphonie musculaire peuvent avoir joué un rôle important pour les muscles de l'avant-bras. D'ailleurs, les études de fidélité réalisées sur des muscles plus volumineux (dorsaux, quadriceps, biceps) ont démontré des résultats plus satisfaisants pour les variables FMp ou NFMp (Kollmitzer *et al.*, 1999; Larivière *et al.*, 2002; Rainoldi *et al.*, 1999).

Les analyses bootstrap démontrent qu'un nombre important de sujets ($n > 30$ sujets) serait nécessaire pour obtenir une moyenne relativement précise ($CV < 10\%$). La possibilité que plusieurs essais (tests de fatigue) soient réalisés dans une même session d'évaluation afin d'obtenir une moyenne plus stable a été évaluée en utilisant les données d'une étude portant sur l'évaluation EMG de la fatigue des muscles du dos (Larivière *et al.*, 2003). Le protocole de mesures ($n = 12$ sujets) comprenait trois tests de fatigue espacés d'au moins 10 minutes. Les résultats de cette étude démontraient d'abord que 10 minutes de repos entre les tests étaient suffisant pour permettre une récupération musculaire. Cependant, bien qu'une telle procédure aide à améliorer la fidélité des variables (Larivière *et al.*, 2003), les résultats des analyses bootstrap qui ont été réalisées pour comparer la précision obtenue avec un seul essai avec la précision obtenue en moyennant les trois essais n'ont pas été concluants. Donc, sur la base de l'étude des erreurs de mesures (fidélité et bootstrap), il apparaît que ces indices EMG de fatigue musculaire ne constituent pas des mesures assez robustes pour caractériser la souplesse des gants.

5. CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

Deux protocoles de mesure « fonctionnels » impliquant des tâches réalisées par des sujets humains ont été développés de manière à caractériser des gants au niveau de leur adhérence et de leur souplesse. La mesure du niveau d'adhérence fût réalisée en mesurant la force à laquelle l'objet soutenu (dynamomètre) glissait de la main et en calculant le coefficient de friction statique correspondant. La méthode ressemble à celle utilisée pour l'étude de tâches fines impliquant une prise en pincement entre le pouce et l'index. Ici, la tâche impliquait une prise en pincement plus globale impliquant tous les doigts de la main, ce qui est un élément nouveau par rapport à la littérature actuelle. Ce type de tâche s'apparente mieux aux tâches de travail nécessitant moins de précision (ex. : manipulations de feuilles de métal). Les résultats correspondant ont démontré des différences entre le gant adhérant et le gant glissant mais pas dans le sens prévu. L'étude des erreurs associées à cette mesure démontre qu'il faudra raffiner le protocole d'évaluation de manière à obtenir des mesures plus stables, ce qui aidera à diminuer les ressources nécessaires (et les coûts) pour caractériser l'adhérence des gants avec une précision acceptable.

L'évaluation de la souplesse avec les mesures EMG a nécessité un protocole tout à fait nouveau par rapport à la littérature disponible dans le domaine. C'est dans le choix de la tâche que la différence est la plus importante. Au lieu d'utiliser des contractions maximales pour chaque type de gant, une force de préhension sous-maximale (35% de la force maximale de l'individu) était maintenue à un niveau donné grâce à un dynamomètre et un système de rétroaction visuelle. La force sous-maximale à produire étant la même pour tous les types de gant pour un même individu, il était possible de quantifier l'activation musculaire additionnelle qui était requise pour exécuter la tâche avec un gant et conséquemment, la plus grande fatigue musculaire qui s'en suit. Pour ce nouveau protocole de mesure, il était important de déterminer, par la présente étude, quels types de variables EMG étaient les plus pertinentes (activation ou fatigue musculaire, différents indices de fatigue musculaire). Il était aussi pertinent d'identifier les muscles (fléchisseurs et/ou extenseurs) qui répondent le mieux à l'évaluation de gants lors de tâches de préhension. Les résultats ont démontré que la mesure d'activation musculaire est la plus prometteuse car en plus d'être sensible aux différentes conditions expérimentales (gants), les erreurs de mesure qui lui sont associées sont convenables. Cependant, des améliorations seraient encore nécessaires pour obtenir des estimations plus précises. D'ailleurs, il a été clairement établi que les muscles extenseurs du poignet sont plus appropriés (plus sensibles aux conditions de gants et plus précises) que les muscles fléchisseurs pour quantifier l'activation musculaire.

Bien que les procédures utilisées pour standardiser le protocole de mesure aient été nombreuses, elles ont été insuffisantes pour obtenir un indice EMG fidèle (analyses de fidélité) et précis (analyses bootstrap) permettant de quantifier le niveau de fatigue musculaire. De plus, ces indices EMG étaient influencés par différentes variables démographiques (genre, âge) et anthropométriques (largeur de main, taille, masse), ce qui rend difficile l'utilisation et l'interprétation de ce type de mesure. L'utilisation du test de fatigue peut donc être éliminé et remplacé par un test impliquant une contraction d'une courte durée (ex. : 5 s) permettant de quantifier le niveau d'activation musculaire. Ce nouveau protocole de mesure permet l'utilisation d'une nouvelle approche de mesure telle que décrite dans le prochain paragraphe.

Le type de test fonctionnel développé dans la présente étude implique des sujets humains, ce qui introduit inévitablement de la variabilité dans les mesures. Cette variabilité, comme il a été estimé avec les analyses bootstrap, introduit de l'incertitude en ce qui concerne la caractérisation des gants, à moins d'impliquer un grand nombre de sujets et des coûts importants. Le but de cette première étape de développement visait à identifier les méthodes les plus prometteuses ainsi que les difficultés qui leurs sont associées, ce qui a été fait. Cependant, pour réaliser cet objectif, un nombre relativement important de conditions expérimentales devait être réalisé de manière à vérifier la sensibilité de nos mesures. Il n'a donc pas été possible de réaliser des mesures répétées pour chaque condition expérimentale, ce qui aurait aidé à diminuer cette variabilité. D'ailleurs, la considération d'un test de fatigue réduisait de beaucoup les possibilités de réaliser plusieurs essais. En éliminant le test de fatigue musculaire, la prise de mesures répétées est maintenant possible, ce qui permettrait de diminuer les erreurs de mesure et pourrait théoriquement rehausser leur fidélité et leur sensibilité. Dans une deuxième étape de développement, il serait donc opportun, pour chaque type de mesure, de réaliser plusieurs essais (n = 5 à 10) pour chaque sujet. Une étude de sensibilité dans des conditions plus sévères (conditions expérimentales moins différentes), une étude de fidélité impliquant plus de sujets et de nouvelles analyses bootstrap permettraient alors de vérifier la pertinence de ce nouveau protocole de mesure. Pour ce qui est du choix des muscles, il serait encore plus prudent de continuer à considérer tous les muscles afin de reconfirmer la supériorité des muscles extenseurs du poignet avant de faire une sélection finale.

RÉFÉRENCES

Barnes,W.S. (1980) The relationship between maximum isometric strength and intramuscular circulatory occlusion. *Ergonomics* **23,** 351-357.

Basmajian, J.V. and Blusmenstein, R. (1983) Electrode placement in electromyographic biofeedback. In *Biofeedback. Principles and practice for clinicians* (Edited by Basmajian,J.V.) Pp. 363-378. Williams & Wilkins, Baltimore.

Batra, S., Bronkema, L.A., Wang, M.J. and, Bishu, R.R. (1994) Glove attributes: Can they predict performance ? *International Journal of Industrial Ergonomics* **14,** 201-209.

Bishu, R. and Muralidhar, A.. (1999) Gloves. In: *The occupational ergonomics handbook*, edited by W. Karwowski and W. S. Marras, New York: CRC Press, p. 865-876.

Briggs, D., Rance, D.G. and, Briscoe, B.J.(1989) *Surface Properties*, Chap. 23, Comprehensive Polymer Science, Volume 2, Polymer Properties, Eds. Colin Booth & Colin Price, Pergamon Press, Oxford.

Buhman, D.C., Cherry, J.A., Bronkema-Orr, L. and, Bishu, R. (2000) Effects of glove, orientation, pressure, load, and handle on submaximal grasp force. *International Journal of Industrial Ergonomics* **25,** 247-256.

Clarke, D.H. (1986) Sex differences in strength and fatigability. *Research Quarterly* **57,** 144-149.

Cole, K. J. (1990) Moderately impaired hand-sensitivity affect grasp force regulation. Society of Neuroscience Abstracts **16:** 1086.

De Luca, C.J. (1984) Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering* **11,** 251-279.

Fleiss, R.L. (1986) In *The design and analysis of clinical experiments* John Wiley and Sons, New York.

Fleming, S.L., Jansen, C.W. and, Hasson, S.M. (1997) Effect of work glove and type of muscle action on grip fatigue. *Ergonomics* **40,** 601-612.

Fulco, C.S., Rock, P.B., Muza, S.R., Lammi, E., Cymerman,A., Butterfield,G., Moore,L.G., Braun,B. and, Lewis,S.F. (1999) Slower fatigue and faster recovery of the adductor pollicis muscle in women matched for strength with men. *Acta Physiologica Scandinavica* **167,** 2333-239.

Hagg, G.M. and Milerad, E. (1997) Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work -- an electromyographic study. *Clin Biomech.(Bristol, Avon.)* **12,** 39-43.

Hansson, G.A., Balogh, I., Ohlsson, K., Rylander, L. and, Skerfving, S. (1996) Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **6,** 23-35.

Hatch, J.P., Prihoda, T.J. and, Moore, P.J. (1992) The application of generalizability theory to surface electromyographic measurements during psychophysiological stress testing: how many measurements are needed? *Biofeedback Self Regul.* **17,** 17-39.

Heyward, V. (1980) Relative endurance of high- and low-strength women. *Research Quarterly* **51,** 486-493.

Kawabata, S.(1980). *The standardisation and analysis of hand evaluation.* The Textile Machinery Society of Japan, Osaka (Japon), 1980

Kilbom, A., Makarainen, M., Sperling, L., Kadefors, R. and, Liedberg, L. (1993) Tool design, user characteristics and performance: a case study on plate-shears. *Applied Ergonomics* **24,** 221-230.

Kinoshita, H. (1999) Effect of gloves on prehensile forces during lifting and holding tasks. *Ergonomics* **42,** 1372-1385.

Kollmitzer, J., Ebenbichler, G.R. and, Kopf, A. (1999) Reliability of surface electromyographic measurements. *Clin.Neurophysiol.* **110,** 725-734.

Lara, J. (1992). Développement d'une méthode d'évaluation de la résistance à la perforation des gants de protection. R-059, 1-30.

Lara, J., Turcot, D., Daigle, R. et Boutin, J. (1995a). La résistance des gants à la coupure - Développement d'une méthode d'essai. R-103, 1-28.

Lara, J., Turcot, D., Daigle, R. et Boutin, J. (1995b). *A New Test Method to Evaluate the Cut Resistance of Glove Materials*, Performance of Protective Clothing: Fifth Volume, ASTM STP 1237, James S. Johnson and S. Z. Mansdorf, Eds., American Society for Testing and Materials, Philadelphia, pp. 23-31.

Lara, J. and Massé, S. (2000). *Evaluating the Cutting Resistance of Protective Clothing Materials*. Proceeding of NOKOBETEF 6 and 1st European Conference on Protective Clothing, Kalev Kuklane and Ingvar Holmér, Eds., Stockholm.

Larivière, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D. and, Loisel, P. (2002) Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **12,** 135-146.

Larivière, C., Gravel, D., Arsenault, A.B., Gagnon, D. and, Loisel, P. (2003) Muscle recovery from a short fatigue test and consequence on the reliability of EMG indices of fatigue. *European Journal of Applied Physiology.* **89** (2) : 171-176.

Lindqvist, B. (1997) *Power Tool Ergonomics: evaluation of power tools*. Atlas Copco Know-how Publication, Sweden.

Loscher, W.N. and Gallasch, E. (1993) Myo-electric signals from two extrinsic hand muscles and force tremor during isometric handgrip. *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol* **67,** 99-105.

Massé, S., Lara, J., Sirard, C. et Daigle, R. (1997). *Basic Principles Used in the Development of a New Cut-Test Machine for Standardization*, Performance of Protective Clothing: Sixth Volume, ASTM STP 1273, Jeffrey O. Stull and Arthur D. Schwope, Eds., American Society for Testing and Materials, pp. 66-83.

Merletti, R., De Luca, C.J. and, Sathyan, D. (1994) Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. *Journal of Applied Physiology* **77,** 2104-2114.

Milerad, E. and Kilbom, A. (1985) Physiological and electromyographic response to repetitive hand-grip exercise. *Clinical Physiology* **5 (Suppl. 4),** 134.

Mital, A., Kuo, T. and, Faard, H.F. (1994) A quantitative evaluation of gloves used with non-powered hand tools in routine maintenance tasks. *Ergonomics* **37,** 333-343.

Mogk, J.P. and Keir, P.J. (2003) Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *J Electromyogr.Kinesiol.* **13,** 63-71.

Moritani, T. and DeVries, H.A. (1979) Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American journal of physical medicine* **58,** 115-130.

O'Meara, D.M. and Smith, R.M. (2002) Functional handgrip test to determine the coefficient of static friction at the hand/handle interface. *Ergonomics* **45,** 717-731.

Pincivero, D.M., Green, R.C., Mark, J.D. and, Campy, R.M. (2000) Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **10,** 189-196.

Rainoldi, A., Galardi, G., Maderna, L., Comi, G., Lo, C.L. and, Merletti, R. (1999) Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr.Kinesiol.* **9,** 105-119.

Riley, M.W., Cochran, D.J. and, Schanbacher, C.A. (1985) Force capability differences due to gloves. *Ergonomics* **28,** 441-447.

Rock, K.M., Mikat, R.P. and, Foster, C. (2001) The effects of gloves on grip strength and three-point pinch. *J.Hand Ther.* **14,** 286-290.

Roy, S.H., O'Hara, J.M. and, Briganti, M. (1991) Use of EMG spectral parameters to evaluate fatigue associated with pressure glove work. In *Electromyographical Kinesiology* (Edited by Anderson, P.A., Hobart, D.J., and Danoff, J.V.) p. 283-286. Elsevier Science Publisher (Biomedical Division).

Serfass, R.C., Stull, G.A., Ben Sira, D. and, Kearney, J.T. (1979) Effects of circulatory occlusion on submaximal, isometric endurance. *Amer Corr Ther J* **33,** 147-154.

Shih, R.H., Vasarhelyi, E.M., Dubrowski, A. and, Carnahan, H. (2001) The effects of latex gloves on the kinetics of grasping. *International Journal of Industrial Ergonomics* **28,** 265-273.

Sjogaard, G. and Sogaard, K. (1998) Muscle injury in repetitive motion disorders. *Clinical Orthopaedics and Related Research* **351,** 21-31.

Sparto, P.J. and Parnianpour, M. (2001) Generalizability of trunk muscle EMG and spinal forces. *IEEE Eng Med.Biol.Mag.* **20,** 72-81.

Stegeman, D.F. and Linssen, W.H.J.P. (1992) Muscle fiber action potential changes and surface EMG: a simulation study. *Jounal of Electromyography and Kinesiology* **2,** 130-140.

Sudhakar, L.R., Schoenmarklin, R.W., Lavender, S.A., and Marras, W.S. (1988) The effects of gloves on grip strength and muscle activity. In *Proceedings of the Human Factors Society.*, Santa Monica, CA, USA.

Tellier, C., Lara, J. et Daigle, R. La sélection et le développement de gants de protection contre les lacérations dans le secteur de la fabrication des produits en métal. R-234, 1-31. 1990. Ref Type: Report

van Dieen, J.H., Heijblom, P., and Bunkens, H. (1998) Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **8,** 35-44.

van Dieen, J.H. and Oude Vrielink, H.H.E. (1996) Towards and optimal sampling strategy of EMG and EMG spectral parameters, when using test contractions to monitor muscle fatigue.

ANNEXE A - Section 1 – LUBRIFICATION DES PLAQUETTES MÉTALLIQUES

Une méthodologie a été développée de manière à appliquer l'huile sur les métaux de façon uniforme et pour s'assurer que la même quantité d'huile soit présente lors de chaque test d'adhérence. La procédure sélectionnée consistait tout simplement à tremper la feuille de métal dans un contenant rempli d'huile et de la suspendre à la verticale pour qu'elle s'égoutte (figure A.1). Afin de déterminer le temps nécessaire pour que le phénomène d'écoulement se stabilise, un montage expérimental constitué d'un pied pour suspendre la feuille de métal, d'une balance de type « Satorius Laboratory GMBH », (Gotting, Allemagne) et d'un plat (pour recueillir l'huile) a été utilisé. La feuille de métal était trempée et immédiatement placée au-dessus de la balance. L'huile s'écoulait alors dans le plat où un tissus de papier absorbant permettait de limiter son évaporation. Il s'agissait donc de mettre la balance à zéro (avec le plat à sa surface) et de prendre des mesures répétées (à chaque 15 s pendant 15 min) pour documenter l'accumulation d'huile dans le plat. De manière à enlever l'excédent d'huile à la sortie des plaquettes des contenants d'huile et de permettre une meilleure reproductibilité des résultats, une minute d'égouttement était permise avant de placer la plaque au-dessus de la balance. Ces mesures ont été réalisées à deux reprises pour deux types de matériaux : aluminium et acier. La plaque d'aluminium fut toujours lubrifiée par une huile de coupe A9 pour aluminium à base de pétrole de la compagnie Relton Corporation et la plaque d'acier par une huile pour acier de marque Irmco Fluids (146-292).

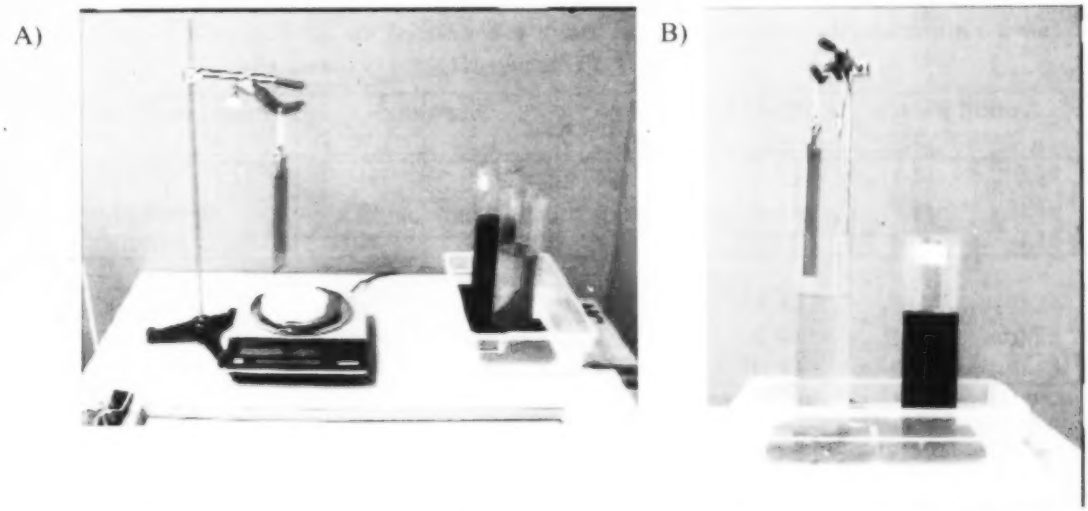


Figure A- 1 Montage expérimental utilisé pour mesurer la vitesse d'égouttement des plaques de métal après les avoir trempées dans de l'huile de coupe (A) et pour permettre leur égouttement lors des essais expérimentaux avec les sujets (B)

Résultats

D'après l'allure des courbes de la relation entre la masse d'huile tombée des plaquettes métalliques et le temps (Figure A.2), le phénomène se stabilise après environ deux minutes dans le cas de l'acier et trois minutes pour l'aluminium. Il faut rappeler ici qu'une minute d'égouttement était permise avant de placer la plaquette au-dessus de la balance, ce qui permettait d'enlever l'excédent d'huile et de permettre une meilleure reproductibilité des résultats. D'ailleurs, le chevauchement des deux courbes (deux tests pour chaque matériau) démontre cette reproductibilité. Les courbes correspondant à l'huile de coupe de l'acier démontrent d'abord qu'une très faible quantité d'huile s'égoutte après une minute (voir échelle des ordonnées), ce qui explique l'écart entre les deux courbes dans les premières minutes qui est causé par la tombée d'une seule goutte d'huile. On peut aussi remarquer une minime perte d'huile dans le temps dans les dix minutes qui suivent. Cela s'explique par l'évaporation de cette huile qui est de nature plus aqueuse. À la lumière de ces résultats, il a été convenu que les tests d'adhérence devaient se réaliser au moins trois minutes après l'immersion des plaques dans l'huile de coupe.

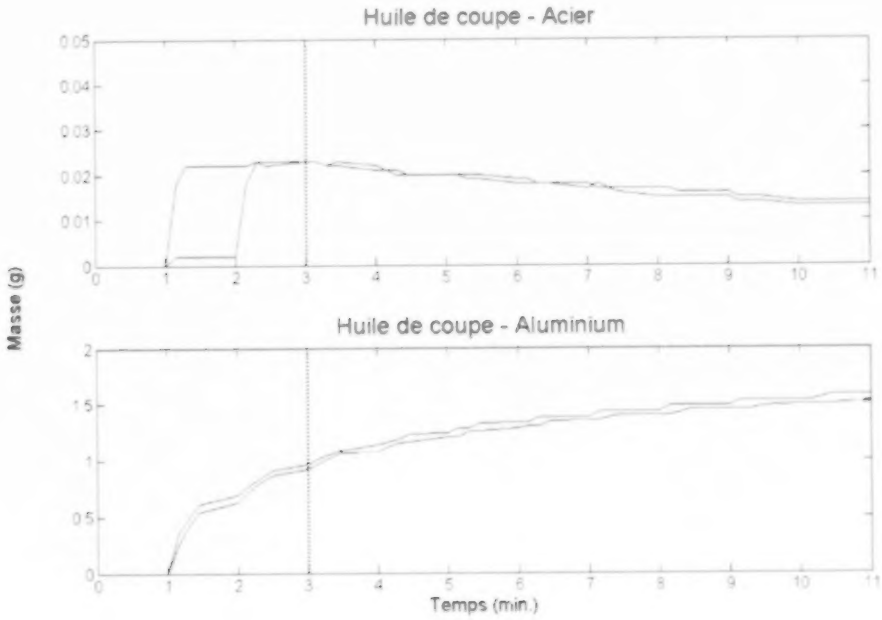


Figure A- 2 Masse d'huile de coupe (g) tombée des plaquettes métalliques en fonction du temps pour l'acier et l'aluminium

Une minute d'égouttement était permise avant de placer la plaquette métallique au-dessus de la balance. La barre verticale indique que trois minutes d'égouttement sont nécessaires afin que l'égouttement se soit stabilisée.

ANNEXE A - Section 2 – DÉTERMINATION DES COEFFICIENTS DE FRICTION

Deux méthodes ont servi à déterminer les coefficients de friction. La première au moyen d'un appareil TDM-100 développé à l'IRSST qui n'implique pas de sujets humains et la seconde à l'aide du dynamomètre de forme plate détaillé à la section 2.2.2.2.

Ainsi, en premier lieu, on a utilisé un appareil TDM-100 développé à l'IRSST pour caractériser le coefficient de friction des matériaux non contaminés et contaminés avec de l'huile. Cet appareil nous permet de faire glisser l'endos d'une lame de 1 mm d'épaisseur et 70 mm de long sur un matériau à une vitesse de 100 mm/min. Le support de la lame est muni d'un capteur de force qui permet de mesurer la force de friction qui se développe lorsque l'endos de la lame glisse sur un matériau. Une force normale est appliquée au point de contact lame-matériau. Le coefficient de friction μ est le rapport entre la force de friction et la force normale appliquée.

Le tableau A.1 présente les résultats issus de cette expérience sur une plaque d'acier. Ces résultats ne permettent pas de déceler une différence notable par rapport aux coefficients de friction des deux gants. Cependant, on observe une diminution significative des coefficients des matériaux contaminés avec de l'huile, la diminution étant plus importante pour le gant glissant (nitrile). De plus, on observe une différence entre les deux types d'huile, les coefficients étant plus faibles avec l'huile A9. Le tableau A.2 présente les résultats de la seconde expérience avec les sujets

Tableau A - 1 Coefficients de friction des gants non contaminés et contaminés avec de l'huile mesurés avec l'appareil TDM-100

Gant/matériau acier	Sans huile		Avec huile 146-292		Avec huile A9	
	F_N	μ	F_N	μ	F_N	μ
Gant glissant Nitrile	5 N	1,04	5 N	0,23	5 N	0,19
	7 N	0,96	7 N	0,21	7 N	0,16
	9 N	0,99	9 N	0,21	9 N	0,15
Gant adhérent Vitri-Flex	20 N	1,10	20 N	0,41	20 N	0,24
	25 N	1,04	25 N	0,44	25 N	0,22
	30 N	0,96	30 N	0,43	30 N	0,23

Tableau A - 2 Coefficient de friction moyen (écart-type) correspondant aux différentes conditions expérimentales (n = 30)

Matériau	Conditions de gants		
	Teflon	Acier + huile 146-292	Aluminium + huile A9
Sans gant	0,14 (0,09)§	0,27 (0,17)***	0,17 (0,07)*
Gant glissant (nitrile)	0,13 (0,08)¶	0,18 (0,04)***	0,17 (0,06)$
Gant adhérent (Vitri-Flex)	0,23 (0,06)§¶	0,21 (0,08)	0,12 (0,02)*$

Pour chaque matériau, les différences significatives entre les conditions de gants sont identifiées par des symboles communs.

ANNEXE B - 1 DESCRIPTION DES MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES DE LA MAIN

Tableau B - 1 Description des mesures anthropométriques de la main

Mesures anthropométriques de la main	Description
LaPa = Largeur de la paume	Côté latéral externe proximal du métacarpe de l'index au côté latéral interne du métacarpe partie proximale de l'auriculaire.
LoD = Longueur des doigts	Côté latéral externe proximal du métacarpe de l'index à la partie distale de la phalangette de l'index.
LoM = Longueur de la main	Partie médiale du poignet à la partie distale de la phalangette du médian.
LaM = Largeur de la main	Côté latéral externe proximal du métacarpe du pouce au côté latéral externe du métacarpe partie proximale de l'auriculaire.
LaPh = Largeur des phalanges	Coté latéral externe partie distale du métacarpe de l'index au côté latéral interne partie distale de la phalangine de l'index.
C =Circonférence de la paume	Côté latéral externe proximal du métacarpe de l'index au côté latéral interne du métacarpe partie proximale de l'auriculaire.

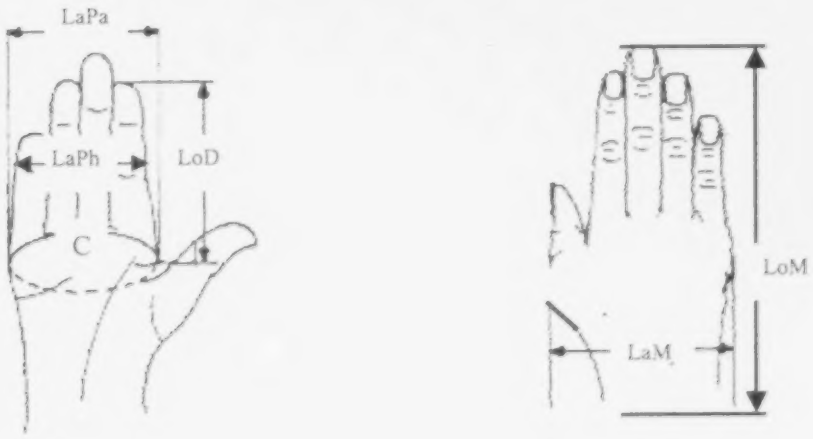


Figure B - 1 Mesures anthropométriques de la main sélectionnée

LaPa = Largeur de la paume, LoD = Longueur des doigts, LoM = Longueur de la main, LaM = Largeur de la main, LaPh= Largeur des phalanges, C =Circonférence de la paume.

ANNEXE C - 1 RÉSULTATS DÉTAILLÉS DES VARIABLES EMG PAR RAPPORT AU GENRE ET AUX DIFFÉRENTES CONDITIONS DE GANTS (TEST DE SOUPLESSE)

Tableau C - 1 Activation des muscles de l'avant-bras (NRMSi : % EMG RMS maximal) au début des tests de fatigue pour les deux genres et les différentes conditions expérimentales (types de gant)

Muscle	Genre[a]	Conditions de gants			ANOVA (probabilités)		
		Contrôle	Rigidité moyenne	Rigidité élevée	Genre	Gant	Genre × Gant
Fléchisseur commun doigts (FCD)	H	29* (11)	31¶ (10)	45*¶ (16)	0,280	**0,000**	0,498
	F	26 (10)	32 (8)	39 (15)			
Grand palmaire (GP)	H	40* (25)	45 (25)	58* (17)	**0,001**	**0,001**	0,681
	F	26 (7)	37 (8)	42 (11)			
Premier radial (PR)	H	36*¶ (13)	44*§ (15)	53¶§ (13)	0,056	**0,000**	0,981
	F	31 (8)	40 (9)	47 (11)			
Extenseur commun doigts (ECD)	H	30* (8)	36¶ (12)	47*¶ (13)	0,104	**0,000**	0,987
	F	34 (7)	41 (8)	50 (15)			
FCD-GP	H	35* (16)	38¶ (16)	51*¶ (15)	**0,004**	**0,000**	0,504
	F	26 (8)	34 (6)	40 (11)			
PR-ECD	H	33*§ (7)	40¶§ (9)	50*¶ (11)	0,754	**0,000**	0,984
	F	32 (5)	40 (5)	49 (9)			
FCD-ECD	H	30* (6)	34¶ (7)	46*¶ (10)	0,798	**0,000**	0,679
	F	30 (6)	36 (7)	45 (13)			

[a] Genre: homme (H) ou femme (F). Les valeurs de probabilité démontrant une différence significative au niveau des effets principaux (Genre, Gant) sont identifiées en caractères gras alors que les différences notées avec les tests à posteriori (facteur Gant significatif) sont identifiées avec l'emploi de symboles communs (*,¶, §)

Tableau C - 2 Pente de la relation fréquence médiane – temps (FMp en Hz/s) lors des tests de fatigue pour les deux genres et les différentes conditions expérimentales (types de gant)

Muscle	Genre[a]	Conditions de gants			ANOVA (probabilités)		
		Contrôle	Rigidité moyenne	Rigidité élevée	Genre	Gant	Genre × Gant
Fléchisseur commun doigts (FCD)	H	-0,34* (0,29)	-0,34¶ (0,33)	-0,59*¶ (0,36)	**0,001**	**0,004**	0,534
	F	-0,14 (0,16)	-0,23 (0,19)	-0,33 (0,17)			
Grand palmaire (GP)	H	-0,32* (0,24)	-0,64 (0,54)	-0,77* (0,47)	**0,000**	**0,004**	0,240
	F	-0,15 (0,22)	-0,17 (0,25)	-0,35 (0,34)			
Premier radial (PR)	H	-0,48* (0,37)	-0,85 (0,61)	-1,00* (0,76)	**0,000**	**0,024**	0,222
	F	-0,31 (0,29)	-0,36 (0,19)	-0,45 (0,29)			
Extenseur commun doigts (ECD)	H	-0,24* (0,35)	-0,40¶ (0,36)	-0,83*¶ (0,54)	0,673	**0,001**	0,122
	F	-0,43 (0,33)	-0,34 (0,25)	-0,59 (0,55)			
FCD-GP	H	-0,33* (0,15)	-0,49¶ (0,41)	-0,68*¶ (0,30)	**0,000**	**0,000**	0,462
	F	-0,14 (0,14)	-0,20 (0,17)	-0,34 (0,18)			
PR-ECD	H	-0,36* (0,29)	-0,63¶ (0,36)	-0,92*¶ (0,52)	0,002	**0,000**	**0,049**
	F	-0,37 (0,26)	-0,35 (0,18)	-0,52 (0,27)			
FCD-ECD	H	-0,29* (0,16)	-0,37¶ (0,29)	-0,71*¶ (0,38)	**0,040**	**0,000**	0,181
	F	-0,28 (0,20)	-0,28 (0,16)	-0,46 (0,32)			

[a] Genre: homme (H) ou femme (F). Les valeurs de probabilité démontrant une différence significative au niveau des effets principaux (Genre, Gant) sont identifiées en caractères gras alors que les différences notées avec les tests à posteriori (facteur Gant significatif) sont identifiées avec l'emploi de symboles communs (*,¶)

Tableau C - 3 Pente de la relation fréquence médiane – temps normalisé (NFMp en s^{-1}) lors des tests de fatigue pour les deux genres et les différentes conditions expérimentales (types de gant)

Muscle	Genre[a]	Conditions de gants			ANOVA (probabilités)		
		Contrôle	Rigidité moyenne	Rigidité élevée	Genre	Gant	Genre × Gant
Fléchisseur commun doigts (FCD)	H	-0,35* (0,24)	-0,43¶ (0,42)	-0,66*¶ (0,30)	**0,002**	**0,000**	0,892
	F	-0,18 (0.22)	-0.28 (0.18)	-0.44 (0.24)			
Grand palmaire (GP)	H	-0,33* (0,21)	-0,66 (0,56)	-0,85* (0,39)	**0,000**	**0,001**	0,229
	F	-0,18 (0,27)	-0,21 (0,28)	-0,42 (0,39)			
Premier radial (PR)	H	-0,37* (0,25)	-0,65 (0,41)	-0,84* (0,54)	**0,000**	**0,001**	0,295
	F	-0,26 (0,22)	-0,35 (0,19)	-0,46 (0,28)			
Extenseur commun doigts (ECD)	H	-0,20* (0,29)	-0,33¶ (0,28)	-0,64*¶ (0,37)	0,846	**0,001**	0,265
	F	-0,34 (0,30)	-0,29 (0,21)	-0,50 (0,46)			
FCD-GP	H	-0,34* (0,13)	-0,55¶ (0,46)	-0,75*¶ (0,25)	**0,000**	**0,000**	0,443
	F	-0,18 (0,18)	-0,24 (0,18)	-0,43 (0,23)			
PR-ECD	H	-0,29* (0,22)	-0,49¶ (0,25)	-0,74*¶ (0,36)	**0,012**	**0,000**	0,114
	F	-0,30 (0,23)	-0,32 (0,18)	-0,48 (0,25)			
FCD-ECD	H	-0,28* (0,14)	-0,38¶ (0,29)	-0,65*¶ (0,25)	0,050	**0,000**	0,416
	F	-0,26 (0,21)	-0,29 (0,15)	-0,47 (0,32)			

[a] Genre: homme (H) ou femme (F). Les valeurs de probabilité démontrant une différence significative au niveau des effets principaux (Genre, Gant) sont identifiées en caractères gras alors que les différences notées avec les tests à posteriori (facteur Gant significatif) sont identifiées avec l'emploi de symboles communs (*,¶)

Tableau C - 4 Modèles de régression retenus pour identifier les covariables qui influencent les indices EMG d'activation et de fatigue musculaire

Variable dépendante[a]	Muscle [b]	Variables indépendantes retenues [c]	Variance expliquée (R^2)
NRMSi	FCD	FMV	0,08
(% RMSmax)	GP	Genre + Âge	0,34
	PR	LoD	0,19
	ECD	/	/
	FCD-GP	FMV	0,20
	PR-ECD	/	/
	FCD-ECD	/	/
FMp	FCD	Genre + Âge	0,41
(Hz/s)	GP	LaM	0,38
	PR	LaM	0,21
	ECD	/	/
	FCD-GP	Genre + Taille + Masse + LaM	0,67
	PR-ECD	LaM	0,27
	FCD-ECD	LaM	0,18

[a] Niveau relatif d'activation musculaire (NRMSi) et pente de la relation fréquence médiane – temps (FMp); [b] FCD : Fléchisseur commun des doigts; GP : Grand palmaire; PR : Premier radial; ECD : Extenseur commun des doigts [c] LoD : longueur doigts; LaM : Largeur main; FMV : force maximale volontaire de préhension; LoM : longueur main. Note : seulement la variable LaM a été choisie afin de représenter les paramètres de largeur de la main (comme LaPa, LaPh et Circ) car elles sont hautement inter-corrélées et sont les plus corrélées avec les variables EMG. Les variables étaient retenues dans les modèles seulement si leur contribution était significative ($P \leq 0,05$).

ANNEXE D - 1 RÉSULTATS DÉTAILLÉS DES ANALYSES DE FIDÉLITÉ DES VARIABLES EMG (TEST DE SOUPLESSE)

Tableau D - 1 Fidélité [coefficient de corrélation intra-classe (CCIC) et erreur standard de mesure relative (ESM)] des variables EMG pour chaque muscle et chaque condition de gant

Variable	Muscle[a]	Sans gant		Gant de rigidité moyenne		Gant de rigidité élevée	
		CCIC	ESM (%)	CCIC	ESM (%)	CCIC	ESM (%)
NRMSi	FCD	0,66	25	0,52	26	0,66	26
	GP	0,89	23	0,70	34	0,41	32
	PR	0,73	19	0,57	24	0,14	24
	ECD	0,00	28	0,50	21	0,00	35
	FCD-GP	0,88	18	0,74	23	0,86	14
	PR-ECD	0,52	16	0,49	18	0,09	21
	FCD-ECD	0,56	16	0,58	17	0,49	22
FMp	FCD	0,15	128	0,00	116	0,07	70
	GP	0,55	66	0,21	59	0,00	38
	PR	0,48	53	0,45	50	0,22	56
	ECD	0,51	96	0,32	61	0,10	65
	FCD-GP	0,00	90	0,05	69	0,00	43
	PR-ECD	0,18	57	0,31	42	0,25	44
	FCD-ECD	0,02	88	0,03	61	0,00	55
NFMp	FCD	0,00	131	0,00	109	0,00	65
	GP	0,64	57	0,44	50	0,00	34
	PR	0,22	61	0,30	43	0,22	43
	ECD	0,66	88	0,63	49	0,38	52
	FCD-GP	0,00	85	0,23	66	0,00	42
	PR-ECD	0,40	58	0,41	37	0,55	29
	FCD-ECD	0,12	90	0,26	62	0,00	50

[a] FCD : Fléchisseur commun des doigts; GP : Grand palmaire; PR : Premier radial; ECD : Extenseur commun des doigts.

ANNEXE E - 1 RÉSULTATS DÉTAILLÉS DES ANALYSES BOOTSTRAP DE L'INDICE EMG D'ACTIVATION MUSCULAIRE (TEST DE SOUPLESSE)

Tableau E - 1 Nombre de sujets nécessaires pour calculer la moyenne NRMSi permettant d'obtenir une erreur (coefficient de variation CV) inférieure à 20 ou 10 %

Muscle[a]	Conditions de gants					
	Sans gant		Gant rigidité moyenne		Gant rigidité élevée	
	CV = 20 %	CV = 10 %	CV = 20 %	CV = 10 %	CV = 20 %	CV = 10 %
FCD	0	20	0	10	4	16
GP	8	> 30	6	24	4	10
PR	6	14	/	12	/	6
ECD	/	6	/	12	/	12
FCD-GP	6	18	/	10	/	10
PR-ECD	/	6	/	8	/	6
FCD-ECD	/	0	/	8	/	10

[a] FCD : Fléchisseur commun des doigts; GP : Grand palmaire; PR : Premier radial; ECD : Extenseur commun des doigts. Les analyses bootstrap se sont arrêtées à 30 sujets alors le nombre de sujets nécessaires est indéterminé dans ces cas (> 30). Lorsque toutes les valeurs de CV (même avec 2 sujets) sont sous le critère (20 ou 10 %), le symbole « / » est utilisé.

6 champs de recherche en santé et en sécurité du travail

- Accidents
- Bruit et vibrations
- Équipements de protection
- Sécurité des outils, des machines et des procédés industriels
- Substances chimiques et agents biologiques
- Troubles musculo-squelettiques

Nos recherches *travaillent* pour VOUS !

Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) contribue, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles et à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.

POUR EN SAVOIR PLUS...

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement.

irsst

www.irsst.qc.ca